

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİJİTAL VE İLERİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİYLE
LAMİNA DURA GRAFİSİNİN
VE
ALVEOLAR KEMİK DEFEKTLERİN SAPTANMASI:
İN VİTRO ÇALIŞMA**

Ali Murat AKTAN

DOKTORA TEZİ

ORAL DİAGNOZ VE RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Faruk AKGÜNLÜ

KONYA-2008

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	i
1) GİRİŞ.....	1
1.1. Lamina Duranın Tanımı ve Önemi.....	1
1.2. Lamina Duranın Etkilendiği Sistemik Hastalıklar	4
1.2.1. Hiperparotiroidizm	4
1.2.2. Hipotiroidizm.....	5
1.2.3. Cushing sendromu	5
1.2.4. Osteoporoz	5
1.2.5. Osteomalazi	6
1.2.6. Hipofosfotaz	6
1.2.7. Renal osteodistrofi	6
1.2.8. Hipofosfotemi	6
1.2.9. Osteopetrosis.....	7
1.2.10. Skleroderma.....	7
1.2.11. Talasemia.....	7
1.3. Lamina Dura ve Sistemik Hastalıklar ile ilgili Literatür Özeti	8
1.4. Lamina Duranın Etkilendiği Kemik Hastalıkları	10
1.4.1. Fibroz displazi	10
1.4.2. Periapikal semental displazi	10
1.4.3. Sementoossifiye fibrom	10
1.4.4. Santral dev hücreli granülom.....	11
1.4.5. Paget hastalığı	11
1.4.6. Langerhans Hücreli Histiositozisi (LCH).....	11
1.5. Lamina Dura ve Alveolar Kemik Kayıpları ile İlgili Yakın Geçmişte Yapılan Çalışmalar.....	12
1.6. Görüntüleme Yöntemleri.....	16
1.6.1. Periapikal Radyografi	16
1.6.2. Panoramik Radyografi	17
1.6.3. Bilgisayarlı Tomografi.....	17
1.6.4. Manyetik Rezonans Görüntüleme	18
1.7. Dijital Görüntüleme.....	20
1.7.1. Dijital Görüntüleme Tarihi	20
1.7.2. Analog ve Dijital Görüntüler	20

1.7.3. Görüntü Karakteristikleri.....	21
1.7.4. Dijital Sistem Elemanları.....	22
1.7.4.1.X-ışın Kaynağı.....	22
1.7.4.2.Görüntü Reseptörü.....	22
1.7.4.3.Bilgisayar ve Monitör	24
1.7.4.4.Yazılım.....	24
1.7.4.5.Aksesuar.....	24
1.7.4.6.Yazıcı	24
1.7.5. Dijital Görüntü Eldesi.....	25
1.7.5.1. İndirek Dijital Görüntüleme.....	25
1.7.5.2. Direk Dijital Görüntüleme	25
1.7.5.3. Yarı Direk Dijital Görüntüleme	25
1.7.5.4. Direk Sensör Sistemleri	25
1.7.6. Ağız Dışı Dijital Görüntüleme	25
1.7.7. Görüntü Reseptörlerinin Temel Karakteristiği	26
1.7.7.1. Aktif alan	26
1.7.7.2. Sinyal-Noise Oranı	26
1.7.7.3. Kontrast Rezolüsyon.....	27
1.7.7.4.Spatial Rezolüsyon	27
1.7.8. Dijital Sensörler	27
1.7.8.1. CCD(Charge-Coupled Device).....	27
1.7.8.2. CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor).....	28
1.7.8.3. PSP(Photostimulable Phosphor)	28
2) GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3) BULGULAR.....	47
3.1. Lamina Duranın Değerlendirilmesi.....	47
3.2. Alveolar Kemik Seviyesinin Değerlendirilmesi	53
3.3. Alveolar Kemik Defektinin Değerlendirilmesi	58
4) TARTIŞMA.....	61
5) SONUÇ.....	73
6)ÖZET	74
7)SUMMARY	75
8) KAYNAKLAR	76
9) ÖZGEÇMİŞ.....	83

ÖNSÖZ

Ağız bölgesi insan vücudunun en önemli bölgelerinden biridir. Bu bölgede meydana gelecek bir patoloji vücudun diğer bölgelerini doğrudan veya dolaylı olarak etkileyebilir. Bu yüzden erken tanı ağız bölgesinde meydana gelen patolojilerin prognozu açısından son derece önemlidir. Radyografi bir diş hekiminin erken tanıya varabilmesinde olmazsa olmazlarındandır. Fakat bunun etkili bir şekilde kullanılması son derece önemlidir. Gönümüzde teknolojinin gelişmesiyle birlikte dijital radyolojide büyük önem kazanmıştır.

Bu çalışmada dijital ve ileri görüntüleme sistemlerinin daha etkili nasıl kullanılması gerektiğini vurgulamak ve lamina dura gibi önemli anatomik yapıların bu sistemlerle incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmada maddi ve manevi katkılarından dolayı başta aileme ve yakın arkadaşlarıma, çalışmamda kullanmış olduğum alt ve üst çene kadavralarını temin etmemde büyük katkısı olan Selçuk Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Anatomi Bölümü öğretim üyelerine ve özellikle de Doç. Dr. İlknur UYSAL hanımefendiye, istatistiksel değerlendirmeye yardımcı olan Selçuk Üniversitesi Öğretim Üyesi Prof. Dr. Said BODUR beye ve Selçuk Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. Mehmet Emin SAKARYA beye yardımlarından dolayı teşekkür ederim.

1.GİRİŞ

Dental ark dişlerden ve onları destekleyici yapılar olan alt ve üst çenelerin alveolar kemiğinden oluşur. Alveolar kemik dişlerin formunu oluşturur ve dişlere destekleyici görev yapar. Fonksiyonel özellikleri bakımından alveolar kemik iki ana bölüme ayrılır. Bunlar alveolar bone proper ve destekleyici kemiktir. Alveolar bone proper kökü çevreleyen kalın kortikal kemik lamelinden oluşur. Periodontal ligament lifleri bu kemiğe gömülmüş durumdadır. Destekleyici kemik ise alveolar bone properi çevreler ve ek fonksiyonel destek sağlar. Destekleyici kemik alveol kemiğin oral ve vestibüler yüzeyinin kompakt kortikal tabakalarından oluşur. Radyografta alveolar bone proper (soketin iç duvarı veya kortikal platin iç kısmı) lamina dura olarak adlandırılan radyoopak çizgi olarak görülür. Alveolar bone proper periodontal ligamentin kan damarı, lenf ve sinir geçişlerini sağlayan çok sayıda delikler sayesinde perforatedir. Bu perforasyonlar yüzünden cribriform plate olarak ta adlandırılır. Dış kortikal tabaka fibröz ve selüler periosteum ile çevrilidir. Alveolar bone proper (iç kortikal tabaka) ise periodontal ligament liflerinin Sharpey's fibrillerini içerir. İç ve dış kortikal tabakalar alveolar kret bölgesinde birleşirler. Alveole bitişik iç kortikal tabakalar genellikle interdental olarak da birleşirler. Alveolar kret minenin servikal sınırının dış hattına az ya da çok paraleldir ve yaşlılıkla artmakla birlikte minenin bu sınırının 1 ile 3 mm daha apikalinde konumlanır. Interdental septa komşu alveolleri ayıran kemik parçasıdır. Kronal olarak servikal bölgede septa daha kalın ve iç kortikal tabakalar birleşmiş ve süngerimsi kemik neredeyse yoktur. Apikal olarak septa daha ince ve genellikle harversion kemik süngerimsi kemik içerir (Grant DA 1988).

1.1.LAMİNA DURA TANIMI VE ÖNEMİ

Literatürde lamina duranın tanımı küçük farklılıklarla birlikte birçok araştırmacı ve yazar tarafından yapılmıştır. Longlando (1999) lamina durayı diş soketinde devam eden kompakt alveolar kemiğin ince tabakası olarak tarif etmiş ve diş kökünün etrafında devam eden radyoopak çizgi şeklinde görüntü verdiğini

söylemiştir. Aslında dişin sementine ve periodontal ligamentine intraalveoler damar ve sinir demetleri taşıyan çok sayıda küçük deliklerle (cribriform plate) perfor olduğunu belirtmiş ve gelişmekte olan dişin apikal bölgesindeki kalınlaşmış lamina dura dişin sürdüğüne işaret olduğunu belirtmiştir.

Stafne (1985) Alveolar diş soketi duvarını oluşturan lamina duranın diş köküne paralel şekilde seyreden radyopak çizgi olarak görüldüğünü söylemiştir. Periodontal membran boşluğunun ise diş kökü ile lamina dura arasına yerleşmiş ince radyolusent çizgi olarak görüldüğünü belirtmiş ve alveolar kret tepesindeki kortikal kemiğin lamina dura ile devam ettiğini bildirmiştir.

Jan Lidhe (1990) ise lamina durayı alveolar bone proper olarak tanımlamış ve kortikal kemik olarak da adlandırılan alveol ile çevrili alveolar kemiğin parçasının lamina dura olarak adlandırılabilceğini söylemiştir.

Carranza'da (1990) ise alveolar bone proper olarak adlandırılan ince kompakt kemiğin diş soket duvarının radyografta lamina dura olarak adlandırıldığı belirtilmiş histolojik olarak ise periodontal ligament ile alveolar kemiğin santral komponentini bağlayan damar sinir paketini geçiren çok sayıda deliklerden oluştuğu ve bu görüntünün radyografik olarak devam eden beyaz çizgi şeklinde görülmesine rağmen gerçekte çok sayıda küçük foramenle perfor olduğu vurgulanmıştır.

Goaz (1999a) dişleri destekleyen normal alveol kemiğin karakteristik radyografik görüntüsünün ince radyopak kortikal kemik tabakasının alveolar kemiği örtecek şekilde ve komşu dişlerin mine-sement birleşim yerinin yaklaşık olarak 1 ila 1,5 mm aşağısında krete uzanır tarzda olduğunu belirtmiştir. Ayrıca alveolar kret komşu dişlerin lamina durası ile devam ettiğini ve hastalık olmaksızın posterior dişlerin lamina durası ile alveolar kretin arasındaki bu kemik birleşimi diş kökünde keskin açılı şeklini aldığı ifade edilmiştir.

Harorlı (2006a) periodontal ligamentin diş kökü ile lamina dura arasında radyolusent ince siyah çizgi şeklinde görüldüğü bu boşluğu periodontal aralık dendiğini ve periodontal aralığın alveolar kret seviyesinden başladığını, alveol içinde dişlerin kök kısımlarına kadar uzandığını ve dişlerin karşı tarafında alveol krete geri döndüğünü söylemiştir. Periodontal aralığın dışında bulunan ince kompakt kemiğe ise lamina dura dendiğini ve radyografda periodontal aralığın dışında radyopak çizgi şeklinde görüldüğü ifade edilmiştir. Bu bölgedeki süngerimsi kemiğin trabekülasından daha yoğun olduğu ve bu nedenle radyografda kemiğin diğer kısımlarına göre daha opak görüldüğü belirtilmiştir. Lamina duranın kalınlığı şahıstan şahısa, aynı şahsın farklı dişlerinde ve hatta aynı dişin farklı bölgelerinde değişiklik gösterebildiği de vurgulanmıştır.

Lamina duranın varlığı tanı açısından son derece önemlidir. Bir dişin apeksi etrafında sağlam lamina dura varlığı ve devamlılığı, bazı akut durumlar hariç, o dişin canlı olduğunun göstergesidir. Lamina duranın radyografdaki değişken görünümü nedeniyle dişin kök ucu etrafında lamina duranın görüntüsünün silik olması veya yokluğu, hemen patolojik bir hadiseyi düşündürmemekle birlikte kemik kreti normalde lamina dura ile devam eder ve onunla dik açıya yakın bir açı oluşturduğundan bu açının keskinliğinin kaybedilmesi ve yuvarlak bir şekil alması çoğunlukla periodontal hastalığı ifade eder. Hiperparatiroidizm, osteomalasia, rickets, lösemi, multiple miyeloma, paget, osteopetrosis, ossifiye fibrom, osteoporoz, fibroz displazi ve bazı böbrek hastalıklarında lamina dura tamamen veya kısmen kaybolabilir.

Görünür krestal lamina duranın radyografik olarak varlığı veya yokluğu periodontal durumda bozulmayı veya durumun sağlıklı kaldığının bir göstergesi olarak kullanılabilir. Rams ve ark. (1994) 1809 interproksimal bölge için krestal lamina duranın periapikal ve bitewing radyograflardaki varlığını araştırmıştır. Her 5 ay için cep derinliği ve klinik ataşman seviyesini de değerlendirmiştir. Tahmini periodontal ataşman kaybında krestal lamina duranın yokluğu yüksek sensitiviteye sahipken düşük spesifite ve pozitif tahmini değere sahiptir. Radyografik olarak görünür lamina duraya sahip bölgeler en azından sonraki 2 yıl için hastalık ilerlemesi

göstermedi. Bitewing radyograflarda periapikal radyograflara göre daha fazla krestal lamina duralı bölgeler göstermiştir. Krestal lamina duranın radyografik durumunun belirlenmesinin klinik faydalarını ortaya koymuştur (Urs Bragger 2005).

Avülse dişin reimplantasyonunda eğer diş periodontal ligamnetini sağlıklı bir şekilde koruyabilirse lamina duranın yeniden oluşması mümkündür. Geleneksel olarak lamina duranın yeniden oluşması kanal bakterilerinin kontrol edildiğinin radyografik göstergesidir. Bozulmamış lamina dura oluştuğunda obturasyon yapılabilir hale gelmiştir. Trope (2002) 18 aylık takipte sağlıklı periodontal ligamenti korunmuş dişin reimplantasyonunun normal lamina dura ile birlikte tamamen kemik rejenerasyonunun başarılı bir şekilde gerçekleştiği ortaya konmuştur (Seung-Jong Lee 2001).

Radyografik olarak trabekül boyutundaki artış, kemik kaybı, periodontal ligament genişliğinin artmasıyla birlikte lamina duranın genişlemesi okluzal travmayı akla getirmektedir. Okluzal travma veya kemik desteğinin kaybolmasından kaynaklanan diş mobilitesi periodontal ligament genişliğinin artmasından, PDL genişliğinin artması da hem kökün hem de alveolar kemiğin (lamina dura) rezorbsiyonundan kaynaklanır. Bu durumda lamina duranın radyografik görüntüsü genişlemiş ve belirsiz görülebilir ve yoğunluğunda artış gösterebilir. Eğer travma aşırıysa lamina dura hiç belli olmayabilir (Goaz 1999a).

1.2.LAMİNA DURANIN ETKİLENDİĞİ SİSTEMİK HASTALIKLAR

1.2.1.Hiperparatiroidizm

Paratiroid hormonunun (PTH) gereğinden fazla salgılanmasına bağlı olarak ortaya çıkan bir hastalıkta kemik değişimleri osteoklastik aktivitenin artması sonucu iskelet sisteminden kalsiyum salınmasından kaynaklanır. İlk bulguları işaret ve orta parmaklarda radyolojik olarak suprapariostal rezorbsiyonların görülmesidir. Dental radyografilerde ise periodontal aralıkta genişleme ve lamina dura kaybı söz konusudur. Lamina dura kaybını takiben trabeküler yapıda değişiklik olur, kemik yoğunluğu azalır, alveolar osteoporoz ve normal trabeküler yapının bulutlanmasına

bağlı olarak “buzlu cam” görüntüsü ortaya çıkar. Hastalığın ilerleyen safhalarında prolifer osteoblast-osteoklast ve fibröz dokunun oluşturduğu lokalize bir lezyon olan Brown tümörü görülür (Yücetaş 2005a). Neden olan paratiroid adenomunun alınmasıyla yukarıda sayılan radyolojik değişikliklerde geri dönüşümler olur (Çankaya 2006). Lamina dura üzerindeki değişiklikler her hiperparatiroidizmli hastada görülmeyebilir. Nadir olarak periapikal radyograflar hiperparatiroidizmli hastaların sadece %10’unda lamina dura kaybı gösterir. Hastalığın şiddeti ve süresine bağlı olarak lamina dura kaybı tek bir dişin etrafında veya bütün dişlerin etrafında görülebilir. Hatta bu kayıp tek bir dişin tamamında görülebileceği gibi sadece bir kısmında parsiyel olarak görülebilir. Lamina dura kaybı sonucu kontrast kaybından dolayı kök eğilmiş gibi görülebilir (Goaz 1999b, De Pablos ve ark. 1987, Vender 1971, Padbury ve ark. 2006).

1.2.2.Hipotiroidizm

Tiroid hormonun azalması ile ilgili bir durum olan hipotiroidizm erişkinde genellikle tiroid bezinin otoimmün bozulması (Hashimoto tiroidi) ile veya hipertiroidizm tedavisi amacıyla radyoaktif iyot veya cerrahi tedavi uygulamasını takiben ortaya çıkar (Yücetaş 2005). Hipotiroidizimin dişlere olan etkisi ise sürmede gecikme, kısa kökler ve lamina dura üzerindeki incelmedir (Çankaya 2006, Goaz 1999b).

1.2.3.Cushing Sendromu

Hipofizden aşırı miktarda ACTH salgılanması sonucunda adrenal bezleri ile iki taraflı hipertrofik hale gelmesi ve hiperkortizolizm olduğu Cushing hastalığında glukokortikoid seviyesinin artması sonucu osteoblastik fonksiyonun azalması ve direk veya indirek yolla osteoklastik fonksiyonun azalması sonucu kemik kütle kaybı ile sonuçlanır (Çankaya 2006). Generalize osteoporozun görüldüğü hastalarda dişlerde prematüre sürmeler ve parsiyel olarak lamina dura kaybı söz konusudur (Goaz 1999b).

1.2.4.Osteoporoz

Histolojik olarak normal olan kemiğin kütlesindeki genel azalmaya denir. Kemik yapım ve yıkımında dengesizlik meydana gelmiştir. Trabeküler kemik hacminde azalmaya ve kortikal kemik ile trabeküllerde incelmeye neden olan kemik yapımındaki azalmayla sonuçlanır. Osteoporoz kemiğin yaşlanma prosesi ile oluşur

ve normalden sapma olarak düşünülür (primer osteoporoz). Sekonder osteoporoz ise beslenme eksikliğinden, hormonal düzensizlikten, hareket yetersizliğinden veya kortikosteroid veya heparin tedavisinden meydana gelir. Osteoporoz radyolojik olarak bütün kemik kütlesinde azalmaya neden olur. Trabekül sayısında azalma görülür. Nadiren de lamina dura normalden daha ince görülebilir (Goaz 1999b).

1.2.5.Osteomalazi

İskelet organik matriksinin mineralizasyon defekti olarak tanımlanan hastalık; Ricketde dişlerle alakalı radyografik değişiklikler gelişmekte olan diş minesinde hipoplaziler, diş sürmesinde gecikme, diş folikülünün kortikal sınırı ve lamina durasında incelme veya tamamen yok olması şeklindedir. Osteomalazide ise hastalık başlangıcından önce dişler tamamen geliştiği için dişleri etkilemez. Ancak özellikle uzun süre veya şiddetli osteomalazide lamina duranın incelendiği görülmektedir (Goaz 1999b).

1.2.6.Hipofosfotaz

Otozomal resesif geçiş gösteren genellikle raşitizimin şiddetli bir tipi olarak ortaya çıkan veya erişkinlerde kırıklara öncelik eden bir durum olarak bilinen hastalığında çeneye etkisi radyolojik olarak maksilla ve mandibulada generalize radyolusensi mevcuttur. Kortikal kemik ve lamina dura incelmıştır ve alveolar kemik kalsifikasyonu zayıftır. Dişler hipoplaziktir ve ince mine tabakası ile geniş pulpa kanalı ve odasına sahiptir (Goaz 1999b).

1.2.7.Renal Osteodistrofi

Kemik değişiklikleri kronik böbrek yetmezliğinden kaynaklanır. Böbreklerde kalsiyumun aktif olarak düodenumdan jejunuma taşınmasında rol oynayan vitamin D metaboliti 1,25 (OH)₂ D'nin oluşmasında problem vardır. Dişlerle ilgili radyolojik değişiklikler dişlerdeki hipoplaziler ve hipokalsifikasyonlar veya minenin hiç oluşmamasıdır. Lamina dura ise hiç oluşmayabilir veya kemik sklerozu içinde zayıf görüntü verir (Goaz 1999b).

1.2.8.Hipofosfotemi

Radyolojik olarak osteoporotik çeneler görülür. Dişlerle ilgili olarak sık sık periapikal ve periodontal apseler meydana gelir. Dişler ince mine, geniş pulpa odası

ve kanalına sahiptir. Lamina dura seyrekleşir ve dişlerin etrafındaki kortikal sınır ya incelir ya da tamamen kaybolur (Goaz 1999b).

1.2.9.Osteopetrosiz

Normal osteoklast fonksiyonlarındaki bozulmaya bağlı olarak kemik yoğunluğunun artması ile karakterize kalıtsal iskelet bozukluğunda radyolojik olarak çenelerdeki artmış radyoopasiteler radyografik görüntünün internal yapıları göstermesini engeller. Kemik yoğunluğundaki artış ve nispeten zayıf damarlanma genelde odontojenik enfeksiyondan kaynaklanan osteomiyelite neden olabilir. Dişlerde sürme gecikmeleri, erken diş kaybı, eksik diş, malforme kron ve kök mevcut olabilir. Lamina dura ve kortikal sınırlar normalden daha kalın görülebilir (Goaz 1999b).

1.2.10.Skleroderma

Derinin ve diğer dokuların sertleşmesine neden olan generalize bağ dokusu hastalığıdır. Gastrointestinal sistemin, kalp, karaciğer ve böbreklerin olaya katılması ciddi komplikasyonlara neden olur. Radyolojik olarak angulus, kronoid proses, kondil gibi kas bağlantılarının olduğu bölgelerde mandibular erezyon meydana gelir. Rezorbsiyon tipik olarak çift taraflı ve simetriktrir. Erezyonlar düzgün ve keskin sınırlıdır. Dişlerle ilgili en yaygın radyolojik değişiklik lamina duranın normal ve dişlerde mobilite olmamasına rağmen periodontal ligament boşluğunda artış meydana gelmesidir (Goaz 1999b).

1.2.11.Thalasemia

Hemoglobin sentezinde defekte neden olan kalıtsal bir hastalıktır. Bu defekt hem alfa hem de beta globulin genlerini içerir. Kalan kırmızı kan hücreleri düşük hemoglobin seviyesine ve kısa yaşam süresine sahiptir. Çeneler kortikal sınırları incelmış ve kemik iliği boşluğu genişlemiş bir şekilde radyolusent görülür. Trabeküller genişlemiş, lamina dura incelmış ve kökler kısalmıştır (Goaz 1999b).

Çankaya ve ark (2006) çalışmasında sistemik hastalıkların çenelerdeki radyografik görüntülerini incelemiş ve diş formasyon sürecinde gelişirse diş ve ilgili yapılarda; hızlanmış veya gecikmiş erupsiyon, hipoplazi, hipokalsifikasyon ve lamina dura kaybı gibi değişiklikler görülebileceğini söylemiştir. Ayrıca hazırlamış

olduğu tabloda Hiperparatiroidizm ve renal osteodistirofi de tam lamina dura kaybindan, Cushing sendromunda kısmi lamina dura kaybindan bahsederken hipertiroidizm, osteoporöz ve Ricket’ste de lamina duranın incelendiğini belirtmiştir.

Lamina duranın normal yapısındaki değişiklikler genişlik ve derinlik açısından çok sayıda faktöre bağlıdır; lamina dura yapısındaki kan damarlarını taşıyan çok sayıdaki foramenin varlığı, dişin arktaki pozisyonu ve dişin kök sayısı, periodontal ligamentin durumu, x-ışınının açılması ve ışınlama miktarıdır.

Patolojik durumlarda lamina dura kaybı kısmi veya tamamen olabilir. Bir dişin veya daha fazlasının etrafındaki kısmi kayıp veya devam etmemesi genellikle lokal hastalıklardan özellikle kronik periodontal veya periapikal hastalık gibi kronik enfeksiyonlar veya enflamasyonlardan kaynaklanır. Kısmi kayıplar veya diğer değişiklikler Paget, Skleroderma, lösemi ve Gaucher gibi hastalıklarda görülebilir. Dişlerin tümünü veya bazılarını etkileyen lamina duranın tamamının kaybı çenede osteoporöze neden olan sistemik hastalıklarda görülebilir. En yaygın örneği hiperparatiroidizimdir. Lamina dura kaybının ayırıcı tanısı Cushing’s sendromu, osteomalasia, ricket ve hiperparatiroidizm ile yapılır. Cystinosis, lösemi, multiple miyeloma, oxalosis, hipertiroidizm, diyabet, renal asidoz, akromegali, hipervitaminosis D, Gonadal osteoporosis ve Selye sendromu ile ilişkili osteoporosis genellikle lokalize osteoporozle ilişkilidir ve nadiren lamina durayı ilgilendirir (Kaffee 1982).

1.3.LAMİNA DURA VE SİSTEMİK HASTALIKLAR İLE İLGİLİ LİTERATÜR ÖZETİ

Hazza’a ve Al Jamal’in (2006) taurodontizimli 50 hasta ile yaptığı çalışmada talasemi majorun dişler ve çeneler üzerindeki etkisini araştırmış ve dişler ve çeneler üzerindeki diğer bulgularının yanında lamina duranın incelendiğini ve bu bulgunun diğer bulgularla birlikte talasemi major için önemli bir diagnostik kriter olduğunu belirtmiştir.

Periferal sinir sisteminin otoimmün bir hastalığı olan Guillain-Barre Sendromu (GBS) hızla gelişen sırayla paraliz, hipofleksia ve afleksia ile

karakterizedir. Etiyolojisi bilinmemekle birlikte citomegalovirüs (CMV) enfeksiyonunda başladığı en çok savunulan görüştür. Tabanella ve Nowzari'nin (2005) yaptığı bu çalışmada periodonsiyum içindeki aktif CMV'in GBS'li bir hastadaki olgusunu rapor etti. Sonuçta aktif CMV ile enfekte olmuş periodontal bölgelerde radyografik krestal lamina duranın görülmediğini belirtmiştir.

Antonelli ve Hottel'nin (2003) renal osteodistrofinin oral bulgularını literatür özetleriyle birlikte sunduğu vaka raporunda kemik lezyonları hiperparatiroidizimin dev hücreli lezyonları, kemikte demineralizasyonla birlikte lamina dura kaybından bahsetmiştir.

Ting ve ark.'nın (2000) lokalize periodontitisteki herpes virüsünün durumunu araştırdığı makalesinde human CMV aktivasyonunun radyografik krestal lamina duranın kaybolmasıyla alakalı olduğunu gösterdi.

Petrikovski ve ark.'nın (1995) çenede görülen fibroz displazi, osteomiyelit ve osteojenik sarkomu ayırt etmek amacıyla yaptığı çalışmada, periodontal ligament boşluğundaki daralma, anormal kemik paterni ve maksiler sinüs korteksinin yer değiştirmesiyle birlikte lamina duradaki değişmelerin ayırt edici özellik olarak kullanılabileceği belirtildi.

Mohajery ve Brooks (1992) osteoporozun erken işaretlerinin tespitinde yaptığı çalışmada normal ve osteoporotik örnekler kullanarak lamina duranın, mandibular korteksin ve sinüs tabanının kalınlıklarını ölçmüşler ve bu iki grup arasında önemli bir farklılık bulamamışlar.

Svoboda ve ark (1991) Burkits lenfomanın ağız içi bulguları arasında mandibulada osteolitik lezyonlar, trabeküler yapıda bozukluk ve her iki çenede birden generalize lamina dura kaybı olduğunu rapor etmiştir.

Söderholm ve ark (1988) mandibular sarkomlarla ilgili yaptığı çalışmada sıklıkla gözden kaçırılan mandibular sarkomun radyolojik bulgusunun mandibular kanalda genişleme ve lamina dura kaybı olduğu belirtilmiştir.

Yagan ve ark.'nın (1985) mandibuladaki osteojenik sarkomun erken işaretleri ile ilgili çalışmasında bu vaka ile alakalı en göze çarpıcı radyografik bulguların mandibular kanaldaki düzensiz genişleme, kanal duvarların daralması veya kaybolması, periodontal membranda genişleme ve lamina dura kaybı olarak söylemiştir.

1.4.LAMİNA DURANIN ETKİLENDİĞİ KEMİK HASTALIKLARI

1.4.1.Fibroz Displazi

Gelişimsel tümör benzeri bir bozukluk olan fibroz displazide normal kemik hücresel fibroz bağ dokusu ile kaplanmıştır ve bu bağ dokusu içinde kemik trabekülleri vardır. Erken lezyonlar daha radyolusent iken ilerleyen safhalarda daha radyoopak ve miks görüntü vermektedir. Anormal trabeküller daha ince, daha kısa ve düzensiz şekildedir ve sayısı normalden daha artmıştır. Bu durum “ground glass” veya “cotton wool” görüntüye neden olur. Bu anormal kemik paterni içinde lamina dura ortadan kaybolmuş görünümündedir (Goaz 1999c).

1.4.2.Periapikal Semental Displazi (PSD)

Normal süngerimsi kemiğin fibroz doku ve sement benzeri materyal ile yer değiştirmesi sonucunda oluşan normal kemik metabolizmasındaki lokalize değişiklikleri ifade eder. Lezyon dişin apeksi etrafında konumlanır. Lezyonun gelişimine bağlı olarak içyapısı değişiklik gösterir. Erken safhada normal kemik rezorbsiyonla birlikte yerine fibroz yapı dolar. Fibroz yapı genellikle periodontal ligamentle devam eder. Bu durum lamina dura kaybına neden olur. Sonuç olarak ilgili dişin apeksinde radyolusent alan olarak görülür. Miks safhada radyolusent yapı içerisinde radyoopak doku birikimi görülür. Geç safhada içyapı tamamen radyoopak görünümündedir. Sonuçta ilgili dişte lamina dura kaybı söz konusu iken periodontal ligament daha geniş veya zor görünür durumdadır (Goaz 1999c).

1.4.3.Sementossifiye Fibrom

Benign bir tümör olan sementoossifiye fibrom çok miktarda sement benzeri doku veya anormal kemik dokusu içeren selüler fibroz dokudan oluşur. İçyapısı fibroz doku ile çok benzerlik göstermektedir. Fibroz displaziden farklı olarak periferde yumuşak dokudan oluşan kapsül vardır. En çok kalsifiye doku sement

olduğu için sementoossifiye fibrom olarak adlandırılır. Genellikle mandibulada molar premolar bölgede oluşan lezyon iyi sınırlıdır, ince radyolusent fibröz kapsülle çevre kemikten ayrılır. Kalsifikasyon miktarına bağlı olarak miks görüntü veren lezyon lamina dura kaybına ve kök rezorbsiyonlarına neden olabilir (Goaz 1999c).

1.4.4.Santral Dev Hücreli Granülom

Neoplastik olmayan fakat stimülasyon sebebi bilinmeyen reaktif bir lezyondur. Fakat radyolojik olarak lezyon benign tümör karakterindedir. Histolojik yapıda fibroblast, vasküler kanallar, çok çekirdekli dev hücreler ve makrofajlar mevcuttur. Yavaş gelişen iyi sınırlı tamamen radyolusent görüntü veren lezyon ilgili dişlerin lamina durasının kaybına neden olur (Goaz 1999c).

1.4.5.Paget Hastalığı

Bir veya daha çok kemikteki osseöz dokuların anormal rezorbsiyon-apozisyon durumudur. Hastalıkta aynı anda birden fazla kemik tutulumu meydana gelebilir, fakat genel bir iskelet hastalığı değildir. Yoğun bir osteoklastik aktivite ile başlar sonra da osteoblastik aktivite dönemi ile devam eder. En çok pelvis, femur, kafatası ve vertebralarda meydana gelirken nadiren çenelerde görülür. Lezyonlar erken safhada rezorbsiyonlardan dolayı radyolusent görüntü verir. Miks safhada osteoklastik aktivitenin başlaması ile birlikte “ground glass” görüntü verir. Geç safhada ise daha yoğun ve daha radyoopak görüntü vermektedir. Lamina dura ise ya kısmen ya da tamamen ortada kalkar (Bender 2003, Goaz 1999c).

1.4.6.Langerhans Hücreli Histiositozisi (LCH)

Langerhans hücreleri normal koşullarda deride bulunan özel histiosit hücreleridir. Bu gruptaki hastalıklarda ortak olan özellik proliferen olan histiositlerden ve eozinofillerden oluşan karışık yapıdaki tümöral bir kitlenin çeşitli organ ve dokularını tutmasıdır (Yücetaş 2005b). LCH kemikte yıkıma yol açar. Diş etrafındaki bu lezyonlar lamina durayı da tahrip etmektedir. Bu yüzden diş havada duruyormuş gibi görünmektedir (Goaz 1999c).

1.5.LAMİNA DURA VE ALVEOLAR KEMİK KAYIPLARI İLE İLGİLİ YAKIN GEÇMİŞTE YAPILAN ÇALIŞMALAR

Akgünlü ve Şişman (2003) lamina duranın izlenmesinde farklı ekspoz sürelerinin etkisini araştırdığı in vitro çalışmada teşhis açısından 0,40 sn ekspoz süresinin lamina dura devamlılığının izlenmesinde daha iyi bir performans verdiğini saptadı. Şimdi kullanılan tarama sistemleri ile lamina duradaki küçük aralıkların nispeten yüksek derecede kesinlikle gözlenebilmesi için aralık boyutunun 0.072 inç yada daha geniş olması gerektiğini ve lamina durada 0.075 inç boyutundaki kırıkların gözlenebilmesi için 0.25 ile 3.20 sn ekspoz sürelerinde oluşturulan radyografik kontrastın 0.40 sn’de daha etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Kansu ve ark (1996) “Lamina duranın izlenmesinde X ışını açılmasının etkisi” adlı çalışmasında intraoral periapikal radyografların elde edilmesi sırasında x ışınının farklı açılmasının lamina duranın izlenebilirliğine olan etkisini deneysel olarak araştırmayı amaçlamış ve vertikal -15 ve horizontal + 10 derecelerdeki sapmaların kişisel ölçümlerdeki farklılıklardan kaynaklandığını ancak bu farklılık 0 derece olan maksimum %100 görünürlüğü etkilemediğini bulmuşlardır ve 0 derecelik açılamanın lamina duranın belirginliği için en hassas açılama olduğunu göstermişlerdir.

Koparal ve Akdeniz (2001) indirekt dijital radyografi kullanarak lamina dura kalınlığını belirlemek amacıyla yaptıkları çalışmada daimi dişlerle karşılaştırıldığında süt dişlerinde daha yoğun dentin ve daha ince lamina dura olduğunu saptamışlardır. Ayrıca lamina dura kalınlığının ölçülebilirliğinin erken kemik değişikliklerinin tespitinde önemli rol oynayabileceğini belirtmişlerdir.

Cavalcanti ve ark (2002) yaptıkları in vitro çalışmada periapikal lamina duranın radyografik görüntüsüne trabeküler kemiğin etkisini incelemiş ve radyografik olarak sadece lamina dura kaybındaki değişikliklerde gözlemcilerin çok azı tarafından teşhis edilebilirken trabeküler kemik kaybıyla birlikte periapikal lamina dura kaybı hemen hemen bütün gözlemciler tarafından teşhis edildiğini kaydetmişlerdir.

Hubar (1993) lamina dura hakkında yaptığı çalışmada lamina dura kalınlığını ölçmeyi amaçlamış ve dijitalize edilmiş radyografik görüntülerin lamina duranın çeşitli kalınlıklarını ölçmeye izin verdiğini belirtmiştir. Lamina dura görüntüsünü bir çok faktör etkilese bile lamina duranın ortalama kalınlıklarını (18-45 yaş arası sağlıklı bireylerde) saptamıştır.

Cavalcanti ve ark (1999) yapmış olduğu çalışmada radyografik trabekül kemikte mandibular alveolar çizgilerin belirlenmesini amaçladı. Dişsiz mandibular kemikte radyografik kemik çizgilerinin trabekül kemiği temsil etmediği, gerçekte kortikal kemiğin endosteal yüzeyinin bir parçası olduğunu belirtmiştir.

Vandenberghe ve ark (2007) yaptığı çalışmada periodontal kemik seviyesi ile kemik defektini 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntüleme modellerini karşılaştırarak değerlendirdi ayrıca aynı çalışmada kemik kalitesi, kontrast ve lamina durayı da aynı görüntüleme modelleriyle değerlendirme yaptı. Periodontal kemik defektlerinin morfolojik gösteriminde cone beam bilgisayarlı tomografi daha etkin iken kemikten daha fazla ayrıntı istenildiğinde dijital radyografinin daha etkili olduğunu söylemiştir.

Tibbetts ve ark (1992) yaptığı çalışmada X ışını açılmasının radyografik olarak periodontal ligament boşluk genişliğine etkisini araştırmışlardır. Sonuç olarak radyografik periodontal ligament genişliğindeki değişikliğin x ışını açılması ile ilişkili olduğunu saptamışlardır. Ayrıca periodontal ligament genişliğindeki önemli miktardaki artış keser bölgesinde gözlenirken, radyografik görüntünün netliğinde azalmaya neden olan anatomik bölgeden dolayı posterior bölgede o kadar miktardaki değişikliğe rastlamamıştır.

Rams ve ark (1994) periodontitis tahmininde radyografik krestal lamina duranın kullanımı çalışmasında radyografik krestal lamina duranın varlığı pozitif olarak klinik periodontal stabilite ile ilişkili iken negatif olarak da periodontitis rekürrens ile ilişkili olduğunu belirtmiştir. Radyografik krestal lamina duranın değerlendirilmesinin interproksimal diş bölgelerinde periodontal hastalık riskinin değerlendirilmesinde önemli bir yer tuttuğunu söylemiştir.

Hausmann ve ark (1989) yaptığı çalışmada insan kuru kafatasındaki alveolar kretin radyografik görüntüsünde X ışını demetinin vertikal açılmasına etkisi gözlemlemiştir. Ayrıca kemik yüksekliği ile kök yüksekliği oranı, kret ve mine sement birleşimi arasındaki mesafenin direk ölçümünü gözlemlemiştir. Kemik yüksekliği ile ilgili longitudinal çalışmalarda özellikle molar bölgede bitewing radyografinin kullanımını tavsiye eder. Premolar ve keser bölgeler için X ışınının vertikal açılmasındaki sapmaları daha az olarak buldu.

Manson-Hing'in (1970) kilovolt ve lamina dura görünürlülük ilişkisi ile ilgili yaptığı çalışmada lamina duranın minimum aralıklarda dahi görülebilmesi için en az 0,075 inch olması gerektiğini ve radyografıta iyi bir performans alınabilmesi için kvp değerinin 60 ile 75 aralığında olması gerektiğini belirtmiştir.

Keçeci ve ark'nın (2007) yaptığı çalışmada zor vakaların değerlendirilmesinde gözlemciler arası uyumun artırılması için kalibrasyon çalışmaları sırasında özellikle periodontal ligament boşluğu, lamina dura, trabeküler yapı ve kemik iliği boşluklarının dikkatli analizinden sonra karar verilmesi gerektiğini bildirmiştir.

Persson ve ark (2003) periapikal ve panoramik radyograflarda alveolar kemik seviyesinin ve mine-sement birleşim yeri arasındaki uzunluğu hem direk ölçümlerle hem de bunların oransal ilişkilerinin değerlendirilebilmesi için yaptıkları çalışmada periapikal ve panoramik radyograflar arasında yüksek uyum olduğunu ve alveolar kemik kayıplarının sağ ve sol çene için simetrik dağılım paternine sahip olduğu gösterildi. Böylece periodontal değerlendirmelerde panoramik radyografilerin en azından kısmen seri periapikal radyografilerin yerine geçebileceğini bildirmiştir.

Eickholz ve ark (1999) interproksimal kemik kaybını dijital radyograflarda farklı filtreler kullanarak değerlendirdiği çalışmada radyografik görüntüler için temel dijital filtrelerin istatistiki olarak hiç değişmemiş dijital görüntülerle karşılaştırıldığında interproksimal kemik kayıplarının daha geçerli ölçümlerinde başarısızlıkla sonuçlandığını rapor etmiştir. Ayrıca bir filtre haricinde dijital görüntülerde bütün radyografik değerlendirmeler altın standarda yaklaşık sonuçlar verdiğini ortaya koymuştur.

Khocht ve ark (2003) alveolar kemik kayıplarının teşhisinde direkt dijital ve konvansiyonel periapikal radyografları karşılaştırdığı çalışmada alveolar kemik seviyesinin konvansiyonel ve direkt dijital radyograflar arasında farklılık gösterdiğini ortaya koymuştur.

Walsh ve ark (1997) kemik kayıplarının panoramik radyograflar ile klinik olarak periodontal görüntüleme tekniği ile ilişkisini araştırdığı çalışmada panoramik radyografda ölçülen kemik kaybının periodontal indeks görüntüleme değerleriyle yakın uyum gösterdiği ortaya konulmuştur.

Hashimoto ve ark'nın (2006) yaptığı çalışmada lamina dura, periodontal ligament boşluğu, mine, dentin, kortikal ve süngerimsi kemik iki farklı bilgisayarlı tomografi cihazıyla karşılaştırıldı. Bu gözlenen maddeler arasında 3DX'in görüntülerde kemiğin hastalıklı yapısını iyi bir şekilde ayırt etmede periodontal ligament boşluğu ve lamina durada yüksek skorda görüntü elde ettiğini ortaya koymuştur.

Pepelassi ve Diamenti-Kipiati (1997) peridontal kemik yıkımının değerlendirilmesi için en uygun geleneksel radyografik metodun belirlenmesi amacıyla yaptıkları çalışmada periodontal kemik yıkımının tanısında periapikal radyografinin daha başarılı ve değerlendirmelerde panoramik radyograflardan daha doğru sonuçlar verdiğini ortaya koymuştur.

Wallace ve ark (2001) yapay periapikal lezyonların film ve dijital sensörlerle teşhisinin diagnostik açıdan etkinliğini araştırdı. Bunun için farklı boyutlarda kemik defektleri oluşturarak farklı periapikal görüntüleme modellerini kullandı. Çalışmalarının sonucunda ekstra hızlı filmlerin CCD ve PSP sönsörlerinden daha iyi performans elde edildiğini ortaya koydu.

Paurazas ve ark (2000) yaptığı benzer çalışmada CMOS ve CCD sensörlerinin periapikal kemik lezyonlarının teşhisinde aralarında bir fark olmadığını ve aynı diagnostik bilginin elde edilebilmesi için dijital görüntülerin %50'den daha az radyasyon gerektirdiğini söylemişlerdir.

Berbat ve Messer (1998) dijital ve geleneksel radyografi sistemlerini kullanarak yapay periapikal lezyonların teşhis edilebilme yeteneklerini araştırmış ve dijital görüntünün lezyonun teşhis edilebilirliğini arttırmadığını ortaya koymuşlardır.

1.6.GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

1.6.1.Periapikal Radradyografi

Periapikal radyograflar; dişlerin kron kısımlarından kök ucuna kadar olan tam boyutunu, periodontal aralığı, lamina durayı, interdental ve kök etrafındaki kemik yapıyı gösterir. Periapikal radyograflarda; dişler veya destekleyici yapıların normal görüntüleri, diş çürükleri, diş anomalileri, periodontal hastalıklara bağlı kemik değişiklikleri ve periapikal lezyonlar incelenir. Periapikal radyografide iki temel projeksiyon tekniği kullanılır. Bunlar; açığortay tekniği ve paralel tekniktir. İmaj distorsiyonunun minimum olması nedeniyle paralel teknik, uygulama kolaylığı nedeniyle de açığortay teknik tercih nedenidir. X ışını demetinin vertikal açısı, görüntünün uzun aks boyutunu kontrol eder. Paralel teknikte, merkezi ışın filme ve dişin uzun eksenine diktir. Açığortay teknikte ise x ışını demeti, dişin uzun eksenine ve film tarafından oluşturulan açının açığortay düzlemine diktir. Paralel teknikte film dişlerin uzun eksenlerine paralel olacak şekilde ağız içersinde yerleştirilir. Merkezi ışın, dişlerin uzun eksenlerine ve filme dik olarak gönderilir. Bu teknikte dişlerin ve destek dokuların gerçeğe en yakın görüntüleri minimum geometrik distorsiyonla elde edilir. Bu teknikte; obje ve film birbirine paralel olmalı, x-ışınları film ve objeye dik olarak gönderilmeli, obje-film mesafesi mümkün olduğu kadar kısa olmalı, ışın kaynağı-obje arasındaki mesafe uzun olmalı ve fokal spot küçük olmalıdır. Bu prensipler uygulandığında, magnifikasyon, yarı gölge alanları ve biçim distorsiyonu minimuma indirilir. Diş-film paralellliğini sağlamak ve filmi ağız içersinde sabit tutmak için özel olarak hazırlanmış film tutucular kullanılır. Paralel teknikte ışınlar obje ve filme dik olarak gönderilir. Üzerinde yönlendirici bulunan film tutucu kullanılırsa merkezi ışının film düzlemine ve objenin uzun eksenine dik gönderilmesi kendiliğinden ayarlanmış olur (Harorlı 2006b).

1.6.2.Panoramik radyografi

Panoramik radyografi minimum geometrik distorsiyon ve overlap ile her iki çenenin ve bunların komşu yapılarının sağlıklı bir şekilde görüntülenmesini amaçlar. Bunu başarmak için hasta başı dedektörün ve radyasyon kaynağının bulunduğu sefalostata başarılı bir şekilde yerleştirilmelidir. Kurvatürlü imaj tabakası genellikle devamlı olarak değişen rotasyon merkezinin kullanılmasıyla elde edilir. Seçilen imaj tabakası içinde kalan nesneler kolaylıkla görülür halde iken imaj tabakası dışında kalan nesneler aşırı derecede bulanıklaşır ve görünmez hale gelir. Gereksiz ayrıntıların bulanıklık derecesi çeşitli faktörlere bağlıdır. Bu faktörler; obje içeriğinin anatomik yoğunluğu, obje içeriğinin hacmi, obje ile imaj tabakasının mesafesi ve hastanın yumuşak dokularının yoğunluğu ve hacmi olarak sıralanır (Farman 2007).

Kullanımının kolay, hastalar için daha uygun, bütün dişleri göz önüne aldığımızda çok daha az zaman alması, her iki çeneyi aynı anda inceleyebiliyor olmamız, hastaların düşük dozda radyasyon alması ve hasta bilinçlendirilmesinin daha kolay olması gibi özelliklerinden dolayı hem genel hem de akademik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunlar arasında; periodontal hastalıkların teşhisi ve takibinde, fasiyal travmalar, temporamandibular eklem hastalıklarında, patolojilerin veya kemik iyileşmelerinin takibinde, ortodontik tedavi safhalarının değerlendirilmesinde, implant cerrahisinde, seri-grafi alınamadığı durumlarda başarıyla kullanılmaktadır (Hirschmann 1987a).

1.6.3.Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT 1963 yılında Cormark tarafından teorize edilmiş ve radyolojide yeni bir çığır açmış kesitsel bir görüntüleme yöntemidir. Vücudun istenilen bölgesinin kesit şeklinde bir bölümünden geçen x ışınlarının soğurulmasının dedektörlerle ölçülerek bilgisayar yardımıyla görüntü oluşur. BT üç boyutlu vücut bölümlerinden iki boyutlu görüntü oluşturan bir sistemdir. 3 boyutlu bir yapının 2 boyutlu görüntüsü oluşturulurken rekonstrüksiyon olarak adlandırılan matematiksel teknikler kullanılır. BT sisteminin ilk amacı vücut yapılarının iki boyutlu kesitsel görüntüsünü oluşturmaktır. Bu amaca BT'nin dokular arasındaki süper pozisyonunu ortadan kaldırma ve doku kontrastları arasındaki ufak farklılıkları göstermesi yeteneği sayesinde ulaşılmıştır. G. Hounsfield tarafından geliştirilmiş ve 1971 yılında hastane şartlarına uygun hale getirilmiştir. BT cihazları geliştirme ve rutinde kullanılma

aşamalarında bir dizi evrim geçirmiştir. Pencil-beam X-ışını ve karşılığında tek bir dedektörün bulunduğu birinci nesil cihazlardan BT teknolojisindeki son nokta olan multidedektör BT (MDBT) sistemlerine geçilmiştir. MDBT’de hastanın longitudinal aksı boyunca çok sayıda dedektör dizileri ile donatılmıştır. Ayrıca x-ışını kolimasyonu genişletilmiş ve masa hızı artmıştır. X-ışın tüpü ve dedektörler hasta etrafında 360⁰ birbiri ile uyumlu dönüş yaparlar. MDBT’nin en önemli avantajı tarama hızındaki artıştır. Böylelikle hareket artefaktları elimine ediliş olur. Ayrıca geniş hacimler daha rahat taranabilmektedir. İnce kesit alınabilmesi de isteğe bağlı planının değiştirilebilmesine, çoklu düzlemlerde reformasyona ve 3 boyutlu görüntülerin optimal görüntü kalitesiyle elde edilmesine olanak sağladığından dolayı hekimlere ve hastalara büyük avantaj sağlamaktadır (Baybal B ve Oyar O 2000).

BT görüntüleri piksel adı verilen resim elemanlarının oluşturduğu bir matriksten ibarettir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak voksel adı verilen bir hacme sahiptir ve voksel organizmayı geçen x-ışının soğurulmasını gösteren sayısal bir değer taşır. Bu değer Haunsfield Units (HU) olarak adlandırılır ve +1000 ila -1000 arasında değişen değerleri kapsar. Dokuların aksiyal kesitlerini vermesi, incelenecek bölgede süper pozisyon olmaması, yumuşak doku görüntüsünün saptanabilmesi, klasik tomografiye göre daha net görüntüler vermesi, doku dansitelerini saptamak mümkün olması, kemik hacim ve yüksekliği hakkında bilgi vermesi, görüntülerde sert ve yumuşak dokuları daha yüksek veya daha düşük kontrasta göre ayarlayarak ayrıntıları netleştirme imkanı vermesi ve bilgisayar yardımıyla yoğunluğun iki nokta arasındaki mesafenin ölçülebilmesi avantajlarındandır. Pahalı olması, kesit dışı kalan lezyonlar atlanabiliyor olması, metalik yabancı cisimlerin artefakt oluşturması ve alınan radyasyon miktarının yüksek olması dezavantajlarındandır (Harorlu 2006c).

1.6.4. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

MRG manyetik bir alanda elektromanyetik dalgalarının vücuda gönderilmesi ve geri dönen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi temeline dayanan bir görüntüleme yöntemidir. MRG yumuşak doku çözümleme gücü en yüksek olan radyolojik görüntüleme tekniğidir. MRG’de sinyal kaynağı olarak proton ve nötron sayıları farklı olan çekirdeklerden yararlanılır. H atomu tek bir protondan ibaret çekirdek yapısı ile en güçlü manyetik dipol hareketine sahip olması, su ve yağda

daha yoğun olmak üzere biyolojik dokularda yaygın olarak bulunması nedeni ile sinyal kaynağı olarak tercih edilir. Protonlar manyetik alana girdiğinde manyetik alana paralel ve antiparalel dizilirler fakat paralel dizilim daha fazla olduğundan paralel yöne doğru net bir vektöriyel magnetizasyon (LM: Longitudinal Magnetizasyon) ortaya çıkar. Bu dizilimlerle birlikte protonlar hem kendi etraflarında spin hareketi hem de salınım (precession) hareketi yaparlar (Yeşilıdağ 2000).

Manyetik alana paralel dizilmiş protonlardan sinyal almak için ana manyetik alan gücüne dışarıdan 90° radyofrekans (RF) pulsu vermek gerekir. Bu temin edildiği zaman LM olarak ifade edilen vektöriyel ok manyetik alana dik bir düzleme yatırılmış olacaktır (TM: Transvers Magnetizasyon). RF pulsu kesildiğinde önceki düşük seviyeli konumlarına dönmeye başlarlar ve TM azalırken LM artmaya başlar. Bu arada protonların TM sağlandığında gösterdikleri faz uyumu bozulmaya başlar. Bu olaylar birlikte devam ederken net vektöriyel büyüklük her an değişikliğe uğrar ve giderek küçülen halkalar RF pulsu öncesi durumuna döner. Bu değişim free induction decay: FID adlandırılır. FID sinyali TM'nin tamamlanmasını takiben maksimum düzeyde iken zamanla giderek azalır. Zaman içinde azalarak değişen bu magnetizasyon alıcı sargılar tarafından algılanır ve alternatif akıma dönüştürülür. Daha sonra bilgisayar yardımı ile görüntüye çevrilir. Dokudaki protonlar ile aynı frekansta RF pulsu gönderildiğinde bazı protonlar gönderilen bu enerjiyi alarak elektromanyetik alana antiparalel hale geçerler. TM hızla kaybolurken LM yeniden kazanılır. İşte 90° RF pulsu verildikten sonra dış manyetik alan yönündeki LM'nin % 63'ünün yeniden kazanılması için gereken süre T_1 relaksasyon zamanı olarak adlandırılır. Yağlı dokular hiperintens, beyin omurilik sıvısı ise hipointens görülür. İşte 90° RF pulsu verildikten sonra maksimum düzeye ulaşan TM'nun %37 seviyesine inmesine kadar geçen süreye T_2 relaksasyon zamanı denir. MRG'de görüntü elde etmede temel olarak spin eko (SE), gradient eko (GE), inversiyon recovery (IR) ve satürasyon recovery (SR) gibi 4 ana puls sekansları kullanılmaktadır. Diğer kullanılan sekanslar bu 4 ana sekansın modifikasyonu sonucu ortaya çıkmıştır. Yüksek yumuşak doku görüntüleme gücüne sahip olması, aksiyal sagittal ve kronal düzlemlerde inceleme olanağı sağlaması, iyonizan radyasyon riskinin olmaması, kemik yapılarında artefakt oluşturmaması ve damar kontrast madde olmaksızın inceleme olanağı tanınması en önemli avantajlarından

sayılabilir. Tetkik süresinin uzun ve bundan dolayı artefakt gelişme ihtimalinin yüksek olması, pahalı bir yöntem olması ve dar ve kapalı alanlara fobisi olanlar için dezavantaj oluşturur (Yeşildağ 2000).

1.7.DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME

1.7.1.Dijital Görüntüleme Tarihi

1985'te Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen x ışınını keşfetti. Roentgen'in keşfini takiben 2 hafta içersinde yine bir Alman fizikçi olan Otto Walkoff kendi ağzına kauçuğa gömülü küçük fotoğrafik cam tabakaları yerleştirerek ve yaklaşık 25 dakika ışınlama suretiyle elde etmiştir. Geçen 110 yıl içersinde daha özellikli ve hassas film karakteristikleri önemli ölçülerde geliştirildi. Hastalar ve hekimler dental filmlerin hassasiyetlerinin artması ile gerekli olan radyasyon dozunun azalmasından faydalandılar. İlk dijital X-ray sensörleri Franscis Mouyen tarafından (RVG, Trophy Radiologie, France) 1980'lerin ortalarında diş hekimlerinin kullanımına sunuldu. İlk dental dijital sistem sadece radyografik görüntünün alınmasına yarıyordu. Bu görüntüler diskette saklanamazken print edilebilirdi. Fakat bunun piyasaya çıkması ile yeni pazarlama çağı başlamış oldu. Bundan kısa bir süre sonra diğer bir sistem Per Nelving ve arkadaşları tarafından (Sens –A –Ray, Regam Medical, Sweden)piyasaya sunuldu. Dijital sistemler gelişim göstermeye devam etti ve dental tanıda iyi kabul görmüş ve kullanışlı teknolojiler sunulmuştur (Van der Stelt 2000).

1.7.2.Analog ve Dijital Görüntüler

Geleneksel radyografik görüntüler emülsiyon tabakasında gümüş taneciklerinin dizilişinden meydana gelir. Gümüş taneciklerinin yoğunluğu x ışınlarının şiddetine bağlıdır. Radyograf ışık altında bakıldığında gümüş taneciklerinin farklı yoğunluklardaki durumu göze ulaşır ve grinin farklı tonları olarak algılanır.

Temelde hem film tabanlı hem de dijital görüntüler farklı teknolojiler kullanmasına rağmen bu iki metot aralarında birçok benzerlik vardır. Gümüş halid taneciklerinin yerine çok sayıda küçük ışığa duyarlı elemanlar görüntüyü kaydetmek için kullanılır. Görüntüyü göstermek için monitör ekranından salınan çok sayıda ışık tarafından grinin farklı tonları oluşturulur. Aslında her iki yöntem arasındaki temel

farklılık analog görüntü emülsiyon tabakasında gelişigüzel dağılmış olarak bulunan gümüş taneciklerinden oluşurken dijital sensör elemanları satırlardan ve sütunlardan oluşan düzenli gridlerden meydana gelmiştir. Elektronik sensörün ışığa duyarlı elemanlarının sayısal karakteristiği farklı değerlere sahip gri tonlarını oluşturur. Analog görüntüdeki gri tonları gümüş taneciklerinin gelişigüzel dağılmasına bağlıdır. Bu gri tonlar gümüş taneciklerinin tamamen karanlık veya tamamen aydınlık alanlar oluşturmayabileceği anlamına gelmektedir (Van der Stelt 2000).

1.7.3.Görüntü Karakteristikleri

Yeterli diagnostik bilgi elde etmek için dijital görüntü yeterli uzaysal ve gri-seviye çözünürlüğe sahip olması gerekir. Önceden bahsedildiği gibi tipik bir dijital görüntü her pikselde 8 bit olmak üzere 0 ile 255 değer arasında değişen 256 gri skalaya sahiptir. İnsan gözü kabaca 100 gri tonunu ayırt edebilir. 256 farklı gri seviyesindeki sayılar yeterli olandan çok fazladır. Günümüzde kullanılan dijital sistemlerin çoğunda işlenmemiş dataların başlangıç hali 256 gri değerinden daha fazla çözünürlüğe sahiptir. Tipik değerler 1024 ve 4096 gri değerlere tekabül eden 10 bit ve 12 bit değerindedir. Gri değerlerin büyük numaraları 256 gri değerine indirilir ve bilgisayarda depolanır. Yüksek başlangıç gri değerlerinin avantajı ışınlama kontrolünün dolayısıyla da az veya aşırı ışınlanmış görüntülerin sayısını azaltmasıdır (Van der Stelt 2000).

Görüntü işleminin mekanizmasını daha iyi anlamak için dijital görüntünün ne olduğunu bilmek önemlidir. CCD ve PSP sensörler temelde görüntü elde etme işlemi sonucu açısından birbirinden farklılık göstermez. Sensör sistemleri objeyi geçen x ışınlarının fotonlarının yoğunluğunu ölçer. Bu ölçümler piksel olarak adlandırılan 20 ila 30 mikrometre karelik küçük bölgelerin iki boyutlu dizilişleriyle yapılır. Foton yoğunluğu elektronik olarak 256 gri değer skalasıyla ölçülür. Bu skaladaki radyografik görüntüdeki siyaha denk gelen 0 değeri maksimum ışınımın ölçüldüğünü ve beyaz olarak görünen 255 değeri hiç ışınımın gerçekleşmediğini gösterir. Her piksel için foton yoğunluklarının ölçümleri bilgisayara x ve y koordinat düzleminde sıralanan sayılar ve her pikselin foton yoğunluğu olarak gönderilir ve depolanır. Aslında dijital görüntüler satır ve sütundan oluşan bir tablo olarak düşünülebilir. Sütunlar pikselin x koordinatını temsil ederken satırlar y koordinatını temsil eder.

Her hücredeki değerler bu hücreleri temsil eden pikselin gri seviyesini gösterir (Van der Stelt 2000).

Diş hekimliğinde rutin tanısal görüntü aracı olarak kullanılan radyograflar günümüzde film tabanlı görüntüleme tekniği tamamen terk edilmese de dijital sistemler hızla yaygınlaşan sistemler olmuştur. Diş hekimliğinde dijital görüntüleme ilk olarak ağız içinde kullanılmaya başlandı. Tıbbi uygulamalarla karşılaştırıldığında görüntü boyutlarının daha küçük olması diş hekimliğinde bu teknolojinin daha önce başlamasına neden oldu. Film tabanlı teknoloji ile dijital teknoloji karşılaştırıldığında aralarında birçok benzerlikler taşırlar. Film tabanlı da X ışınından görüntü elde etmek için gümüş halojen parçacıklar kullanılırken dijital teknolojide çok sayıda küçük ve ışığa hassas yapılar kullanılır. Fakat bu yapılardan dijital sensördeki elektronik elemanlar düzenli bir sıra ve sütun halinde dizildiklerinden film tabanlıda rastgele olarak dizilmiş halde duran gümüş parçacıklardan çok farklılık gösterir. Bu da analog görüntüde tümüyle parlak veya tümüyle herhangi bir miktardaki opasiteye neden olur. Bu analog görüntünün dijital görüntüye nazaran en önemli dezavantajlarından biridir (Van der Stelt PF 2000).

1.7.4.Dijital Sistem Elemanları

1.7.4.1.X-ray kaynağı

Bir çok sistemde var olan x-ray cihazları dijital radyografi için kullanılabilir. Dijital radyografi için ışınlama faktörleri film tabanlı radyografiye göre daha düşüktür. Bu nedenle dijital radyograflara göre uygun parametreler ayarlanabilir olmalıdır. Bir çok modern x-ray üniteleri bunu yapabilme kapasitesine sahiptir (Petrikowski 2005).

1.7.4.2.Görüntü Reseptörü

Dijital radyografide geleneksel filimler görüntü reseptörleri ile yer değiştirmiştir. İki ana reseptör çeşidi mevcuttur: CCD (Charge-Coupled Device) ve PSP (Photostimulable Phosphor) sistemleri. Reseptörlerin her iki çeşidi de diagnostik olarak kabul edilebilir görüntüler verir fakat her ikisi de farklı uygulamalar için birbirlerine karşı avantaj ve dezavantajlarına sahiptir. CCD hasta ağzına yerleştirilen bir sensör içerir. Kablo bilgisayarla sensör arasındaki bağlantıyı sağlar. CCD bir de silikon çipler içersinde piksel düzeni içerir. Işınlamadan sonra, x-ışını enerjisi

elektron kaynağında depolanan elektronların oransal değerlerine dönüşür, sonra ardışık tarzda yükselticiye aktarılır. Bu analog sinyaller dijital sinyallere dönüşür ve x-ray görüntüleri anında bilgisayar ekranında görülür (Petrikowski 2005).

CCD teknolojisinin en büyük dezavantajı ağız içi sensörlerin filmlere oranla daha kalın olmasıdır. Bu sensörler hastalar tarafından tolere edilemeyebilir, böylelikle de sensör yerleştirimi daha zor ve daha uzun zaman alıcı bir işlem haline gelebilir. Sensöre bağlı olan kablo kolaylıkla zarar görebilir ve sensör yerleştirmeni engelleyebilir. Buna ek olarak sensörün bütün yüzeyi aktif değildir. Sensör yüzeyinin bir kısmı elektronik elemanlardan oluştuğu için aktif alan sensör yüzeyinin yaklaşık olarak % 60'na tekabül eder. Radyografik görüntü geleneksel filmlere nazaran oransal olarak daha küçük alanı gösterir. Enfeksiyon kontrolü için sensörler ve kablunun bir kısmı plastik kılıf ile kaplanır ancak tek başına dezenfekte edilemez (Petrikowski 2005).

CCD'lere alternatif olarak CMOS-APS (complementary metal oxide semiconductor active pixel sensor) geliştirilmiştir. Bu sensörler şarj transfer gerektirmez buda sensörün yaşam süresini uzatır. Buna ek olarak daha az güçle çalışır ve daha ekonomik üretilir. Son zamanlarda sensöre kablo bağlantısını elimine etmek için kablosuz sensörler geliştirildi, fakat dış kaynaktan elektronik bağlantısı olduğu için pratik olmayabilir (Petrikowski 2005).

PSP sisteminde europium-activated barium fluorohalidin kristal emülsiyonları ile kaplı fleksible polyester tabandan oluşan plaka kullanır. Bu plakalar geleneksel filimler benzer kalınlıkta ve genişlikte aktif alan boyutlara sahiptir. Enfeksiyon kontrolü için bu plakalar ağız içi sıvılarıyla kontağı engelleyen plastik torbacıklara yerleştirilir. Gelen x-ışın enerjisi emülsiyon tabakasında saklanılır. SP plaka hasta ağzından uzaklaştırılır, plastik torbacık çıkartılır ve lazer tarayıcıya yerleştirilir. Lazer ışınları plakayı ardışık olarak tarar ve depolanmış elektronlar görünür ışık salar. Analog sinyaller bilgisayarda görülen dijital görüntülere dönüşür. Lazer tarayıcıya yerleştirilen plakaların sayısı ve boyutuna ve istenilen görüntü rezolüsyonuna bağlı olarak 20 saniyeden birkaç dakikaya kadar görüntünün bilgisayara aktarımı sürebilir. SP plakasında tamamı depolanmayan enerji tarama süresince salındığı için tabaka tekrar kullanılmadan önce güçlü ışık kaynağı birkaç

dakika süreyle uygulanarak silinmelidir. SP plakaları 0,1,2,3 ve 4 film boyutuyla elde edilebileceği gibi ağız dışı görüntüler için de daha büyük boyutta elde edilebilir (Petrikowski 2005).

1.7.4.3.Bilgisayar ve Monitör

Bilgisayar ve monitör dijital görüntülerin işlemi ve görüntülenmesi için gereklidir. Dizüstü ve masaüstü sistemlerin her ikisi de bu kullanım için uygundur ve seçimi klinikte bulunan bilgisayarın tipine, üretici tavsiyesine, klinikteki kullanılabilir boş alan miktarına bağlıdır. Bilgisayar sisteminin kurulumu klinikteki bir çok farklı yerde görüntünün görünmesini kolaylaştırır. Geleneksel bilgisayar monitörleri kullanılabilmesine rağmen yüksek rezolüsyona sahip monitör kullanımında subjektif görüntü kalitesi daha iyi olmaktadır (Petrikowski 2005).

1.7.4.4.Yazılım

Yazılım parlaklık, kontrast, gama doğrulama olduğu kadar dipnot ekleme ve ölçüm araçları gibi temel görüntü işlem araçlarına sahiptir. Ek araçlar üretici firmaya bağlı olarak çeşitlilik gösterir. Geçmişte, dijital radyograflar değiştirilirse potansiyel sahtekarlıklarla alakalı endişeler vardı. Bugünkü bir çok yazılım orijinal görüntünün değiştirilmesine karşı koruma sistemini sunar. Sistemi satın almadan önce dijital sistemin istenilen klinik uygulamalara uyacak tarzda olup olmadığının tespit edilmesi gerekir. Aksi takdirde ağ bağlantılarıyla ve elektronik sistemle ilgili sakıncalar ortaya çıkabilir (Petrikowski 2005).

1.7.4.5.Aksesuarlar

Markaya özel ve görüntü reseptörüne uyumlu görüntü reseptör tutucu ve pozisyonerin satın alınması gerekli olabilir. Çünkü her üreticide CCD reseptörleri farklı şekil ve boyutta üretilmiş olabilir. SP plakaları için geleneksel film tutucular kullanılabilir. Fakat hemostat ve klemp gibi aletler plakaya zarar vereceğinden zararsız gereçlerin kullanılması önemlidir. Plastik torbacıklar enfeksiyon kontrolü açısından CCD ve SP sistemleri için alınması çok önemlidir (Petrikowski 2005).

1.7.4.5.Yazıcı

Dijital radyografi kullanımının avantajlarından birisinin film eldesini elimine etmek olmasına rağmen bazı durumlarda diş hekiminin görüntüyü çıktı olarak almak

istemesi kaçınılmazdır. Çıktı alınmasının en yaygın sebebi diğer bir diş hekiminin dijital görüntüyü görecektir imkanı olmadığından çıktı olarak istemesi veya hasta eğitimidir. Çıktılar ile ilgili en yaygın şikayet görüntünün diagnostik açıdan daha az kalitede olmasıdır. Bunun nedeni özel fotoğraf kağıdı yerine daha düşük kalitedeki kağıtların kullanılması veya daha düşük kalitedeki yazıcıların çıktı için kullanılması olabilir. Fakat kabul edilebilir radyografik çıktılar elde edilebileceği kalitede yazıcılar mevcuttur (Petrkowski 2005).

1.7.5.GÖRÜNTÜ ELDESİ

1.7.5.1.İndirek Dijital Görüntüleme

Dijital görüntü konvansiyonel radyografların charge coupled alet kullanarak yada flatbet tarayıcı kullanarak taranması yolu ile elde edilebilir. Bu görüntü üzerinde uygun yazılım kullanılarak istenilen işlemler yapılabilmektedir (Brennan 2002).

1.7.5.2.Direk dijital görüntüleme

İki çeşit direk görüntüleme sistemi mevcuttur. Görüntü derhal ışınlama sonrasında monitöre aktarılır ve görülür. Buna direk görüntüleme denir. İkincisi ise bir geçiş safhasına sahiptir. Yarı direk görüntüleme olarak adlandırılan sistemde görüntü lazer taracıyla takiben monitörde görülebilir hale gelir (Brennan 2002).

1.7.5.3.Yarı direk görüntü sistemi:

Bu görüntü metodu fosfor depolayabilen plakaların (PSP) kullanımını içerir. Bu plakalar ışınlamadan sonra enerjiyi depolarlar ve lazerle tarandığında görünür ışık yayar. Tarayıcı fosfor plaklarını uyarır ve ışık fotonlarının sayısının kaydı depolanır. Çünkü plaklar görünür ışığa çok az duyarlıdır. Ama bazı ürünler diğerlerine nazaran ışığa daha duyarlıdır (Brennan 2002).

1.7.6.AĞIZ DIŞI DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME

Dijital görüntüler ilk olarak ağız içinde kullanılmasına rağmen günümüzde bir çok ağız dışı dijital sistem kullanılmaktadır. Ağız içi sensör sistemlerine benzer olarak direk ve indirek sensör teknolojileri panoramik ve kafa radyografileri için kullanılabilir. Direk sensör sistemi kullanıldığında doğrusal CCD ışın düzeni ile dar x ışınlarının hasta ile eş zamanlı hareket etmesiyle görüntü eldesi sağlanır.

Tomografi de ise sadece yarı-direk fosfor plak sistemleri kullanılır. Çünkü günümüze kadar geliştirilen CCD sistemlerinden daha fazla alanda görüntü verileri toplanır (Van der Stelt 2000).

Mc David ve arkadaşları ile Aria ve arkadaşları dijital panoramik radyografi çalışmalarının öncüsü olmuşlar ancak geliştirdikleri sistemleri ticari hale çevirememişler. Fakat günümüzde çok sayıda ticari amaçlı sistemler bulunmaktadır. İlk ticari dijital panoramik CCD sistem DigiPan'dır. Piyasada bulunan birçok CCD sistem % 30 ile 70 arasında doz azalmasını iddea etmektedir. FDA onaylı ilk ticari PSP sistemi ise DenOptix sistemidir (Farman 2000).

Ağız dışı dijital görüntülemelerde CCD hem de PSP sistemleri kullanılabilir. Fakat daha büyük CCD sensörleri aşırı miktarda pahalı ve yeni x ışını jeneratörlerin alımını gerektirir. Bu yüzden "retro-fit" sistemler Amerika'da geliştirildi. Bu PSP metot en yaygın kullanılan sistem olmuştur. Panoramik dijital görüntülemelerde PSP sistemi geleneksel filmle çok benzerlik gösterir. Film ve intensifiying skreen storage fosfor plakları ile yer değiştirir. Bu plaklar ışınlanmadan sonra taranır. Bu tarama üretici firmaya bağlı olarak değişmekle birlikte 3 dakika civarında sürer. Bu sistemlerin rezolüsyonu 4 LP/nm dan daha fazladır (Brennan 2002).

1.7.7.GÖRÜNTÜ RESEPTÖRLERİNİN TEMEL KARAKTERİSTİKLERİ

1.7.7.1.Aktif Alan

Öncül CCD sistemlerinin en çok eleştirilen yanlarından biri filmlerle karşılaştırıldığında küçük aktif alana sahip olmasıydı. Fakat yeni sistemler daha az ölü alan ve daha çok kullanışlı aktif alanlara sahiptir. Ağız dışı sistemlerde CCD'ler için görüntü genellikle nispeten dar reseptörlerle gerçek hareket doğrultusunda taranır. PSP'ler için ise görüntü plakası eşdeğer filmlerle aynı boyuttadır ve benzer kaset hareketiyle ışınlanır.

1.7.7.2.Sinyal –Noise Oranı

Her görüntü sistemi için kullanılan sinyallerin background noise ile karşılaştırılma ihtiyacı vardır. Analog filmlerde background noise bulanıklıkla (fog)

birlikte base yoğunluğu ile karşılaştırılır. Sinyal-noise oranı bütün sistemlerde doz artmasıyla birlikte artar.

1.7.7.3.Kontrast Rezolüsyon

Komşu iki yapı arasındaki yoğunluk farkına görüntünün kontrast rezolüsyonu denir (North 266). Bir görüntüde komşu yapılar arasındaki kontrast bu yapıların ayrılması ve belirlenebilmesi için gereklidir. 8 bitlik görüntü eldesi ile çalışan WINDOWS operatör sistemi sistemin 14 gri tonu kullanmasından dolayı görüntüleme için 256 yerine 242 gri ton kullanılıyor (Parks 2000).

1.7.7.4.Spatial Rezolüsyon

Birbirine komşu iki objenin ayırt edilmesine yarar. Film tabanlı görüntüleme sistemlerinde spatial rezolüsyon her milimetredeki çizgi çiftleri olarak belirtilir. Ağız içi dental radyografik filmler yaklaşık olarak 20 lp/mm spatial rezolüsyona sahiptir. BT için bu değer yaklaşık 15 lp/cm'dir. BT için spatial rezolüsyon milimetre cinsinden değil santimetre cinsinden ifade edilir (Parks 2000).

1.7.8.DİJİTAL SENSÖRLER

1.7.8.1.CCD (Charge-Coupled Device)

1970'lerde geliştirilen CCD birçok dijital panoramik ve periapikal reseptörlerin kalbidir. CCD'ler elektronik olarak kablolarla bilgisayara bağlıdır ve görüntünün anında ekranda görülmesini sağlar. CCD'ler silikon kristallerinden oluşur. Silikon atomları komşu atomlara kovalent bağlanır. Bu bağlar X ışınlarıyla kırılabilir. Bu bağların kırılması elektron delik çiftlerinin oluşturur. Kovalent bağları kırmak için gerekli enerji miktarı yaklaşık olarak 1.1V'tur. Bu ışınlama latent elektronik imajın oluşmasına neden olur. CCD'den gelen orijinal bilgi analog formdadır. Dijital bilgi byte dizileri oluşturan çift bitlerden oluşan formdur. CCD tarafından alınan ve iletilen orijinal radyografik görüntü analog formda olduğundan bilgisayarda kullanılabilmesi için dijital bilgi haline dönüştürülmesi gerekir. Analogtan dijitala çevirici farklı gri seviyelerdeki yoğunluk aralığını dönüştürür. Birçok günümüz sistemi görüntüyü 8 bitte depolar, fakat görüntü eldesi genellikle 10–16 bit arasındadır. Pikseller CCD'yi kareli tahta benzeri keser. 1000 x 1000'lik bir sensör 1 milyon piksele sahiptir. Panoramik görüntüler için bir pikselin boyutu

genellikle 100 mikrondur. Piksel boyutu ile görüntü çözünürlüğü arasında ters ilişki mevcuttur. Daha küçük piksel boyutu daha iyi çözünürlük demektir (Farman 2000).

1.7.8.2.CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor)

1988 yılında İsviçre’de icat edilen bir aktif görüntü teknolojisidir. CCD gibi analog olarak üretilen görüntü bilgisayarda dijitalize edilmektedir. CCC’de ışın dağılımı komşu piksellerde yoğunluk artışına neden olmaktadır. Bu artış blooming olarak bilinir ve yanıltıcı bilgi elde etmesine yol açabilir. CMOS’ta pikseller bireysel olarak okunduğu için blooming problem olmamaktadır. Teknolojisi CCD’den daha ucuzdur ama sefalometrik görüntü için henüz ticari üretimi mevcut değildir. (Farman 2000).

1.7.8.3.PSP (Photostimulable Phosphor)

PSP sistemi geniş bir ışınlama aralığına sahiptir. Aşırı ışınlama veya az ışınlama olmuş görüntüler yeterli ışınlama yapılmış görüntüler gibi eşit yoğunluğa sahiptir. Bu özelliğinden dolayı görüntülerin yanlış ışınlama uygulaması sonucu yenilenme ihtimali oldukça düşüktür (Harorlı2006c). Fosfor plak latent imajın fark edilebilir görüntü kaybı olmaksızın oluşturulabilme ve depolama özelliğine, latent görüntüdeki depolanmış enerjiyi salabilmesi için ışıkla etkili bir şekilde fosforu stimüle edebilme ve salınmış enerjiyi stimüle ışığın varlığında fark edilebilir dalga boyuna sahip özelliklerde olmalıdır.

Europium-doped baryum fluorohalide yaygın olarak kullanılan içeriğidir. Eu yapının saflığını bozuyor olsa da luminescence deliklerini oluşturmak için bir aktivatör görevi yapar. BaFX:Eu (X:Br, Cl, I) polimerle sabitlenmiştir ve fosfor kristallerini bağlar. Fosfor kristalleri koruyucu bir kılıfla çevrilidir. Bu kılıf fiziksel ve atmosferik zarardan fosforu korur. Fosfor plak X ışınına maruz kaldığında Eu^{+2} birleştirici bağları stimüle ediyor ve bu da Eu^{+3} bölgesinde elektron deliklerinin oluşmasına yol açar. Bu elektronlar fosfor kristallerinde halojen boşluklara düşerler. Boşlukların yaklaşık olarak yarısı ve deliğe düşen elektronlar kendi kendiliğine tekrardan birleşirler ve luminesens olayı gerçekleşir. Latent görüntünün verimli olmasından ve fosforun non-screen filmlere göre daha fazla radyasyon absorbe ettiğinden daha az ışınlamaya ihtiyaç duyulur. Ama fosforosens olayından dolayı

ışınlamadan yaklaşık 1 saat içerisinde depolanan sinyallerin %25–50'sini kaybeder ama kalan latent görüntü günlerce saklanabilir (Hildebolt 2000).

Radyolojide anatomik veya patolojik oluşumların görüntülerin elde edilmesi sırasındaki hasta baş pozisyonu, bu oluşumların belirlenmesinde yanılgılara yol açabilir. Çünkü farklı baş pozisyonu incelenecek olan bölgeye x-ışınlarının istenmeyen bir açıyla gelmesi demektir. Ayrıca farklı görüntüleme teknikleriyle elde edilen görüntüler bu oluşumların gerçek boyutları ile farklılık arz edebilir. Radyografi işlemi sırasında röntgen tüpü, hasta başı, film veya sensör doğru pozisyonda konumlandırılmasına rağmen hasta başını farklı pozisyonlarda hareket ettirebilmekte ve bunların konumlarında değişiklik olabilmektedir. Dijital görüntüleme sistemleri daha etkin kullanılarak bu olumsuzlukları erken fark edebilir ve hem hasta hem de hekim için zaman, para ve gereksiz doz alımından kurtulmuş olunur.

Bu çalışmanın sonucunda;

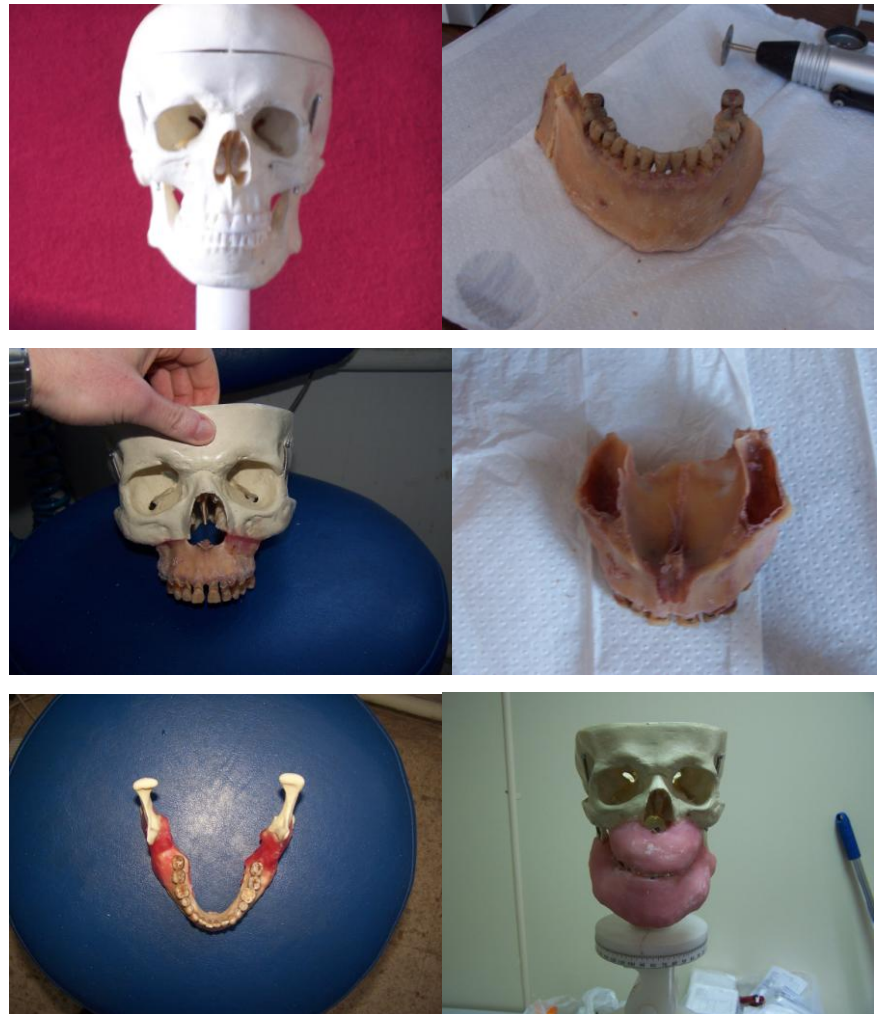
- a) Farklı dijital radyografik görüntüleme teknikleri ile elde edilen lamina dura görüntülerinin farklı zamanlarda değerlendirilmesi sonucu araştırmacıların kendi iç güvenilirliğinin tespit edilmesi;
- b) Farklı görüntüleme teknikleri ile elde edilen lamina dura görüntülerinin farklı araştırmacılar tarafından değerlendirilmesinin güvenilirliğinin belirlenmesi;
- c) X, Y ve Z düzlemlerinde pozitif veya negatif yöndeki baş hareketlerinin lamina dura görünürlüğüne çeşitli görüntüleme teknikleri ile karşılaştırılması;
- d) Lamina dura görüntülenmesinde en doğru tekniği ve en doğru baş pozisyonunun tespit edilmesi;
- e) Alveolar kemik seviyesini ve defektlerinin farklı görüntüleme teknikleri kullanılarak araştırmacıların kendi iç güvenilirliğinin tespit edilmesi;
- f) Farklı görüntüleme teknikleriyle alveolar kemik seviyesinin ve defektlerinin farklı araştırmacılar tarafından belirlenmesinin güvenilirliğini tespit edilmesi;

- g) Alveolar kemik seviyesinin ve defektlerinin değerlendirilmesinde en doğru tekniği ve en doğru baş pozisyonunun tespit edilmesi;
- h) Farklı görüntüleme teknikleriyle elde edilen alveolar kemik seviyesinin değerlendirme sonuçlarının altın standart ile kıyaslayarak daha güvenilir görüntüleme tekniğinin saptanması amaçlanmıştır.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

Düzeneğin Hazırlanması:

S.Ü. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalından temin edilen kadavra alt ve üst çeneleri plastik kafa modeline soğuk akrilik ile monte edildi (Resim 1). Modelden radyograf çekimleri sırasında, yumuşak dokuyu taklit etmek için iki mm'lik pembe mum ve bir mm'lik soğuk akrilik çeneler üzerine yerleştirildi. Hazırlanan modelin doğal baş hareketlerini üç boyutlu olarak ((sağa-sola çevirme hareketi (X düzlemi), aşağı-yukarı eğme hareketi (Y düzlemi) ve sağa-sola devirme hareketi (Z düzlemi)) taklit etmesine olanak sağlayan düzenek radyografa artefakt oluşturmaması için teflondan hazırlattırıldı. Bu düzenek modele bahsedilen üç yönde de birer derece hareket olanağı sağlayacak bir tarzda hazırlattırıldı. Düzeneğin uzun parçası kafa modelinin foramen magnumuna yerleştirilerek sıcak silikon ile sabitlendi (Resim 2).



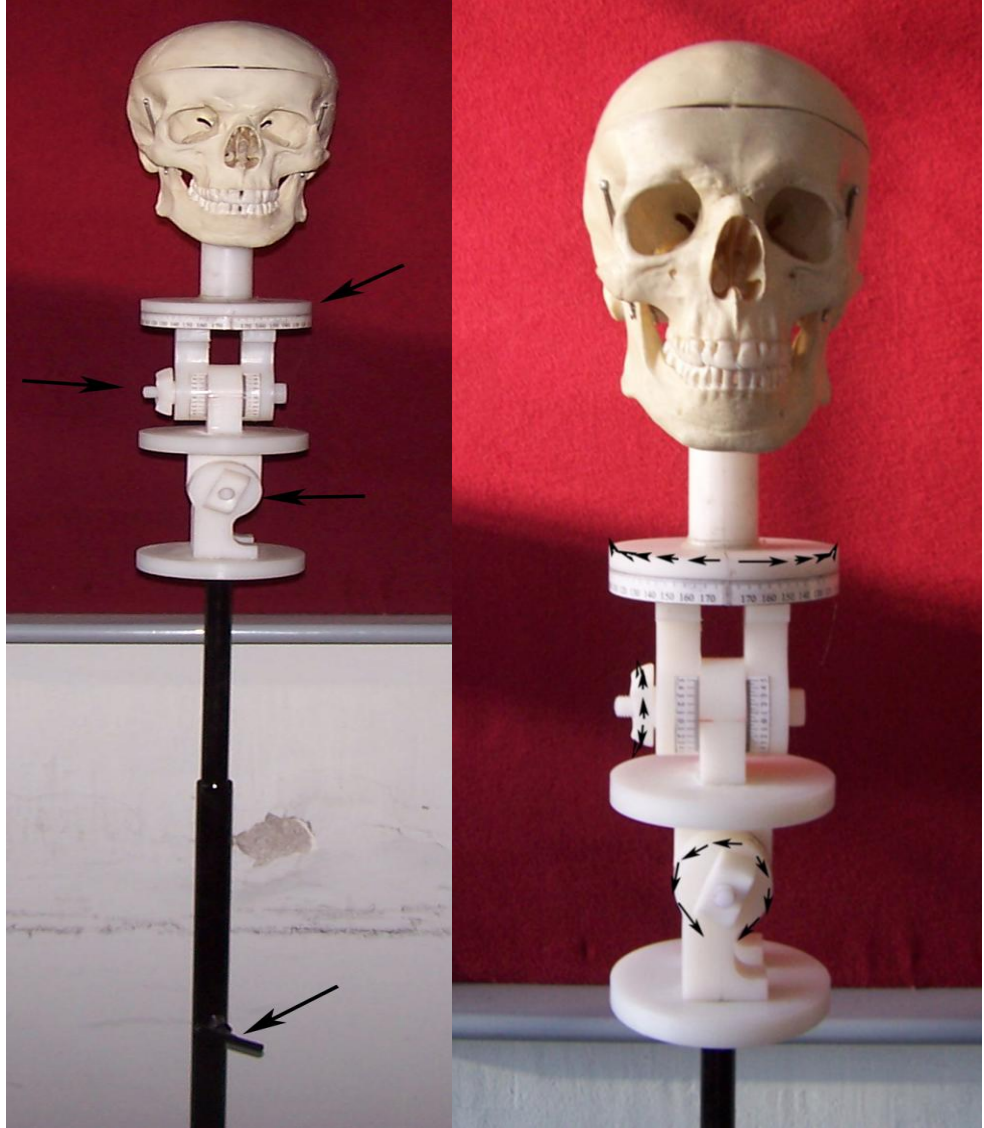
Resim 1: Alt ve üst çene kadavralarının plastik kafa modeline adapte edilmesi.

Bu çalışmada kullanılan düzeneğe monte edilen kafa modeline aşağıdaki üç düzlem üzerinde ayrı ayrı olmak üzere birer derece hareket verildi.

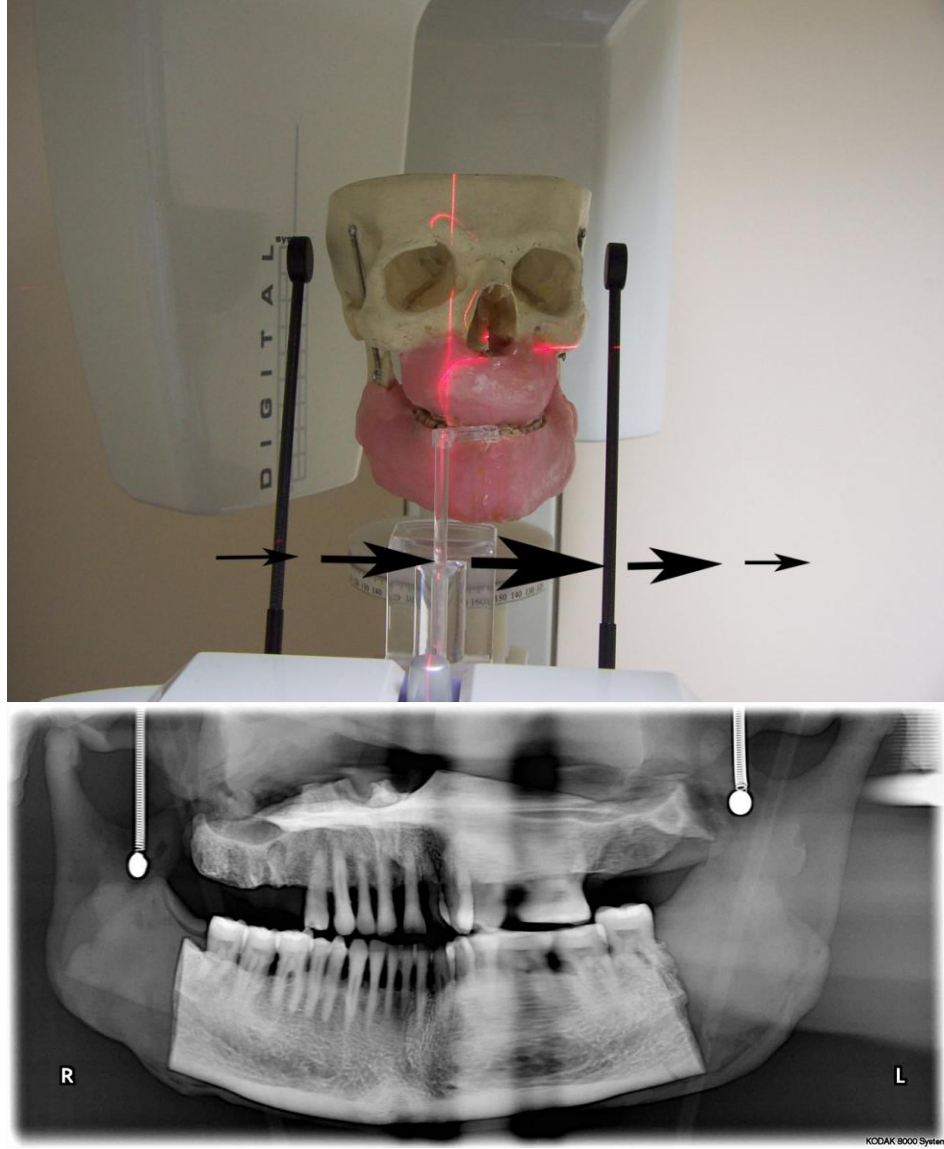
X düzlemi: Hasta başının devirme ve eğme hareketi yapmadan sağa (+) veya sola (-) doğru çevirme hareketi yapması (Resim 3).

Y düzlemi: Hasta başının çevirme ve devirme hareketi yapmadan aşağıya (+) veya yukarıya (-) doğru eğme hareketi yapması (Resim 4).

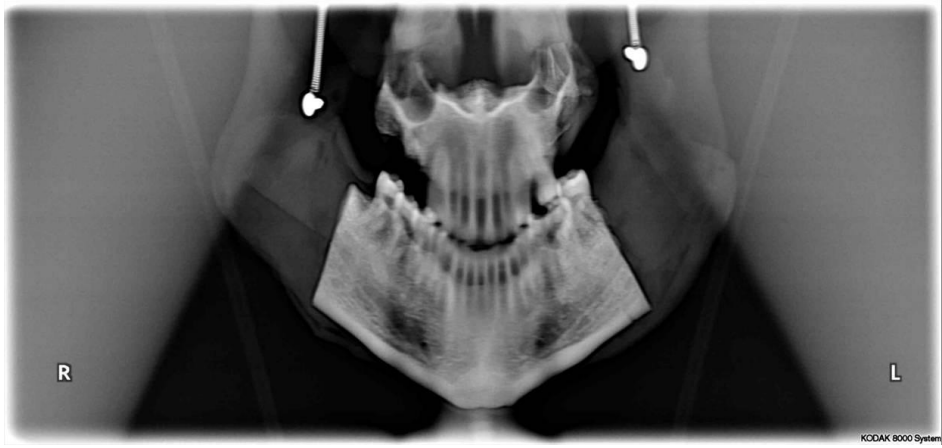
Z düzlemi: Hasta başının sağa (+) veya sola (-) doğru çevirme ve eğme hareketi yapmadan devirme hareketi yapması (Resim 5).



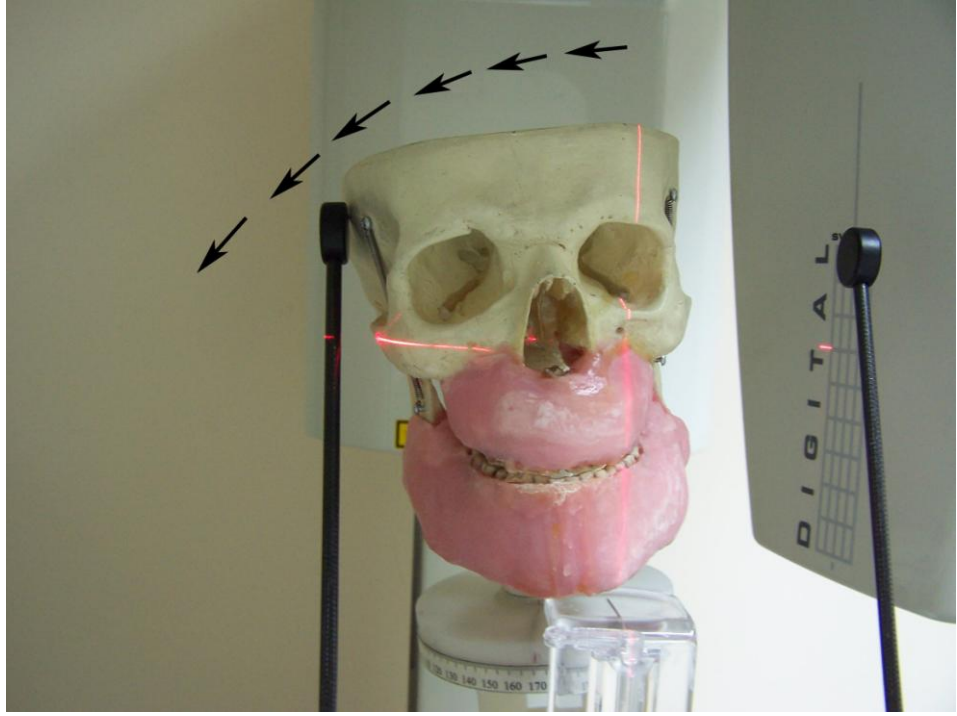
Resim 2: Modelin oturtulduğu düznenek. İstenilen düzlemde hareketi kolaylaştıran ve düzeneğin boyunu ayarlayan vida sistemi (siyah ok).



Resim 3: X düzleminde model başın sağa veya sola doğru çevirme hareketi.



Resim 4: Y düzleminde model başın öne ve aşağıya doğru eğme hareketi.



Resim 5: Z düzleminde model başın sağa veya sola doğru devirme hareketi.

Elde edilen çenelerde her bölgede diş olmadığı için alt ve üst çenede toplam on beş bölge değerlendirildi. Alt çenede sağ ve sol molar, premolar kanin ve keser

dişlerinden oluşmak üzere sekiz bölgeye ayrıldı. Sol molar dişler eksik olduğu için alt çeneden farklı olarak üst çene yedi bölgede değerlendirildi.

Dijital Periapikal Radyografi

Periapikal radyografi için CCD sensör sistemi kullanıldı (Kodak RVG 5000, Trophy Radiologies, Croissy-Beaubourg, Fransa). Paralel teknikle standardizasyonu sağlamak için film tutucu, röntgen makinesinin konuna takılan parça ve bunları birleştiren rijit bağlantıdan oluşan film tutucu apareylerinden yararlanıldı (Denysply, Rinn Corp., Elgin Ill, ABD) (Resim 6).

Bir bölge için X, Y ve Z düzlemlerinin 0 derece olduğu konumda ilk periapikal radyograf alındı. Daha sonra iki düzlem sabit tutularak diğer düzlemde (+) veya (-) yönlerde 1, 2, 3, 4, 5 ve 10 derecelerde toplam 12 film daha alındı (Örneğin; X +5 iken Y ve Z sıfırdır). Bu işlem aynı bölgede diğer iki düzlem için de tekrarlandı. Böylece bir bölge için toplam 37 dijital periapikal radyograf alınmış oldu. Onbeş bölgede aynı işlemler uygulanarak toplam 555 ağız içi dijital radyograf elde edilmiş oldu. Radyografi çekimleri 65 kvp. 10 mA ve 0,2 sn'de tamamlanmıştır (Kodak CCX Dijital Trophy Radiologies 6510, Croissy-Beaubourg, Fransa)(Resim 7). Modelin X, Y ve Z düzlemlerindeki hareket hastanın baş hareketlerinden kaynaklandığı düşünülerek bu sırada sensörde, röntgen tüpünde veya film tutucuda meydana gelebilecek küçük değişiklikler önemsenmemiştir.



Resim 6: Dentsply Rinn film tutucu.



Resim 7: Dijital periapikal radyografi sistemi; bilgisayar, röntgen tüpü ve rvg sistemi.

Dijital Panoramik Radyografi

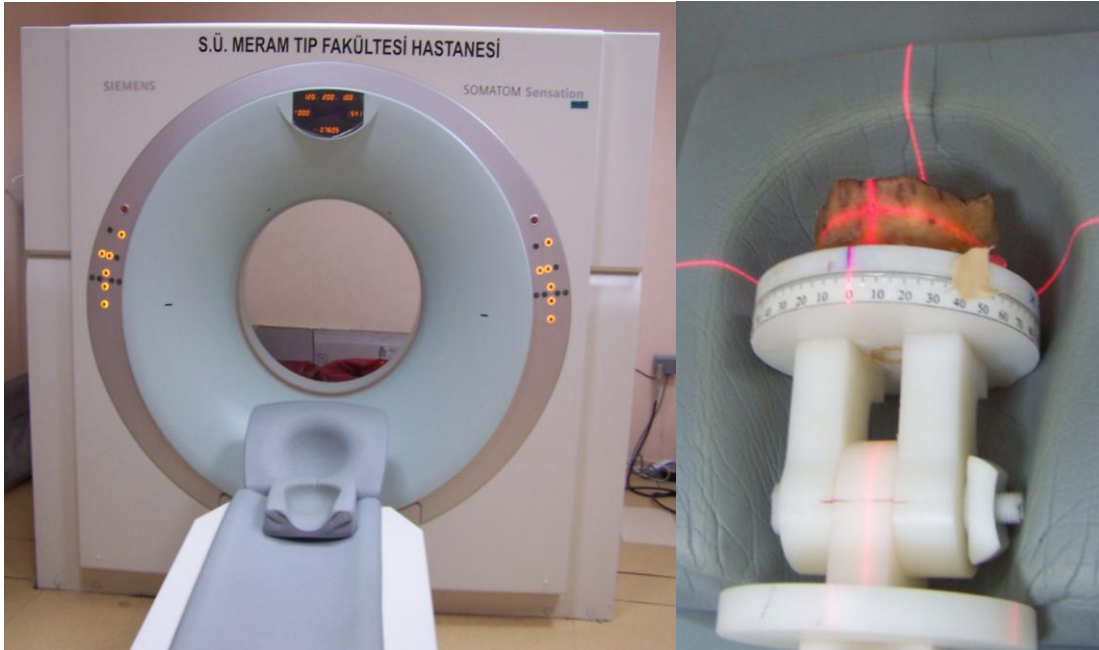
Panoramik radyografi için aynı model düzeneği kullanıldı. Radyografik çekimler sırasında optimum standardizasyon sağlamak amacıyla, X, Y ve Z düzlemleri sıfır pozisyonda iken, Frankfort horizontal düzleminin yere paralel olmasına ve ısırma çubuğunun uygun konumda ısırıldığına dikkat edildi. İlk panoramik görüntü X, Y ve Z düzlemlerinin 0 derece olduğu konumda alındı. Daha sonra iki düzlem sabit tutularak bir düzlemde (+) veya (-) yönlerde 1, 2, 3, 4, 5 ve 10 derecelerde toplam 12 film daha alındı ve bu işlem diğer iki düzlem için de tekrarlandı. Böylece toplam 37 dijital panoramik radyograf elde edilmiş oldu. Filmler 40 kvp, 4 mA ve 13,6 sn dijital panoramik röntgen cihazı ile alındı (Kodak 8000 Dijital Panoramik Sistem, Trophy Radiologies, Carestream Health, Inc, Rochester NY, Amerika)(Resim 8).



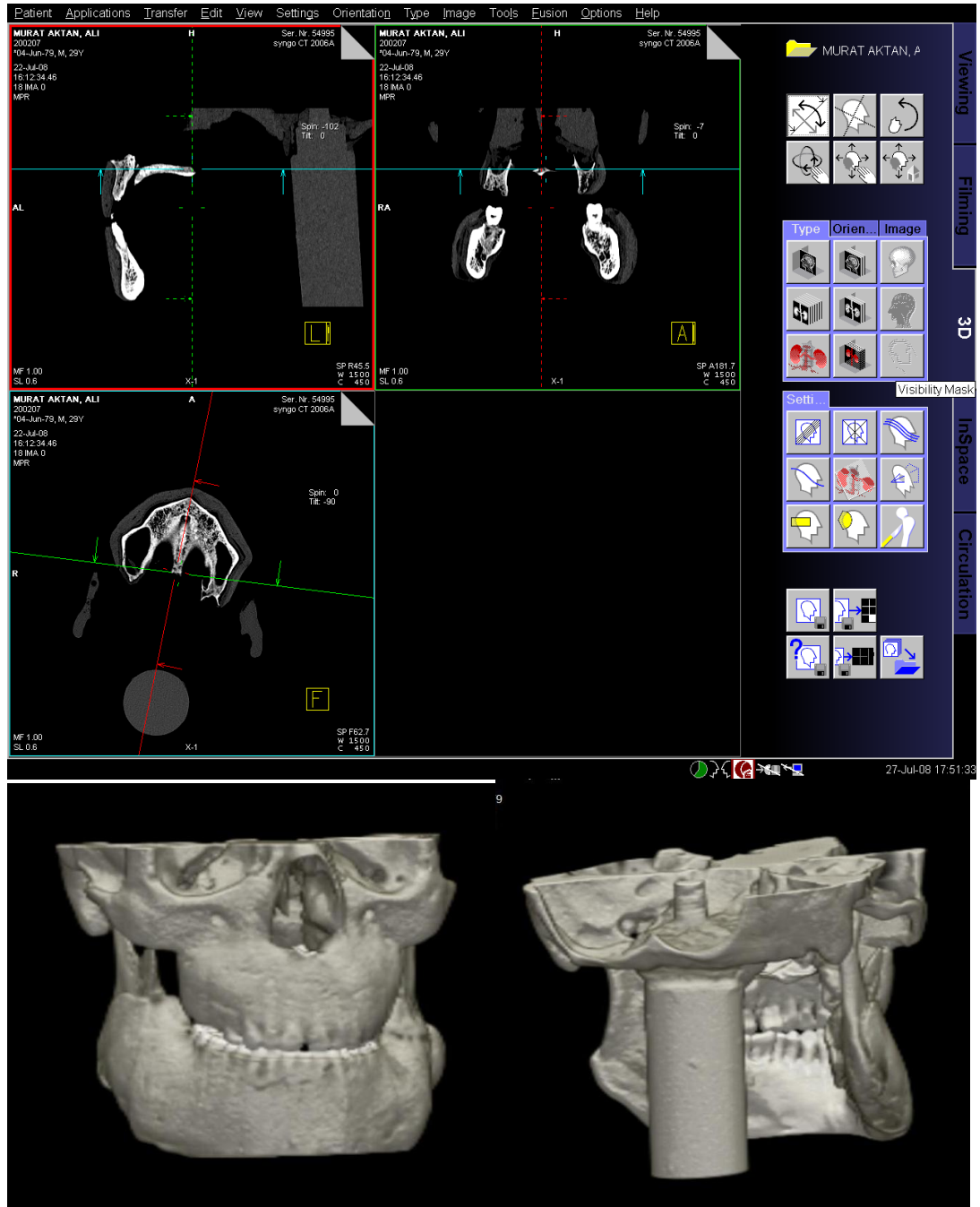
Resim 8: Dijital panoramik radyografi sistemi.

Bilgisayarlı Tomografi: Multislice Dedector Bilgisayarlı Tomografi (MDBT)

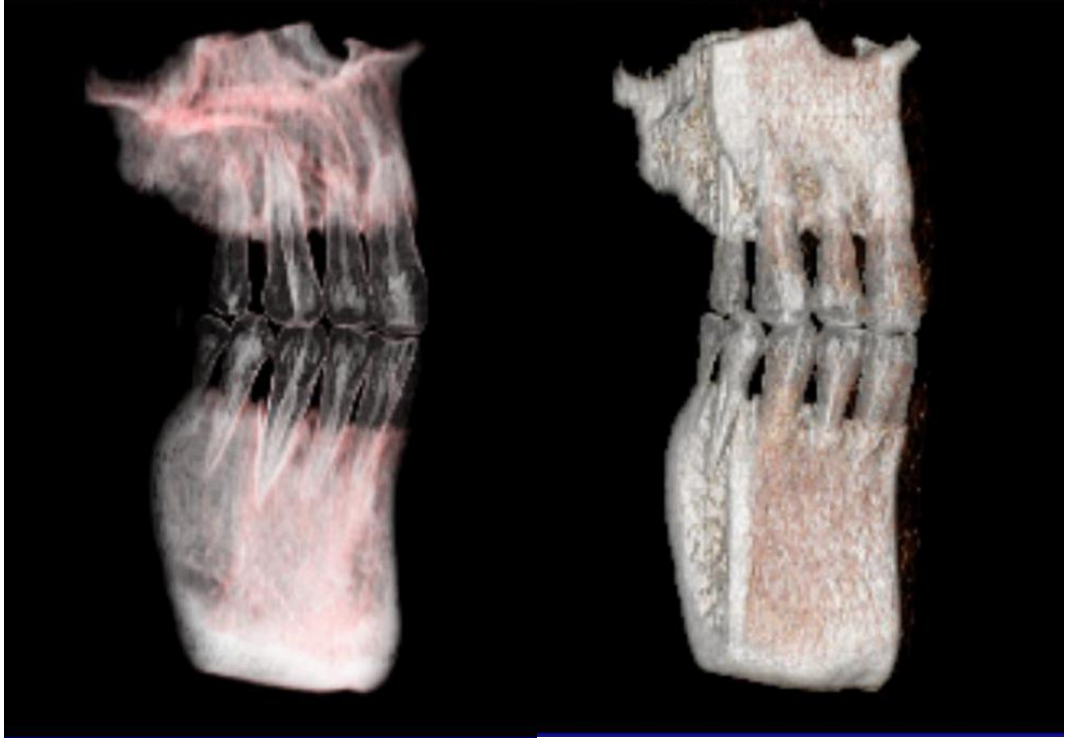
Hazırlanan model konumlandırıcı lazer ışık yardımıyla tomografi cihazının taşıyıcı masasını (gantri) ortalayacak şekilde ve supine pozisyonda cihaza yerleştirildi ve 0,6 mm kesit kalınlığında çenelerin tamamı tarandı. Görüntüler 120 kvp ve 180 mAs’de elde edildi (Siemens, Sensation 64, Erlangen, Almanya)(Resim 9). İlk görüntüler X, Y ve Z düzlemleri sıfırda iken alındı daha sonra iki düzlem sabit tutularak diğer düzlemde (+) veya (-) yönlerde 1. ve 5. derecelerde 2 film daha alındı ve bu işlem diğer iki düzlem için de tekrarlandı. Böylece toplam BT çekimi 13 farklı baş pozisyonunda gerçekleşmiş oldu. Kılavuz imaj elde edildikten sonra görüntü üzerinde çenelerin horizontal ve vertikal düzlemleri x ve y düzlemlerine göre ayarlandığı için farklı pozisyonlarda alınan görüntüler arasında fark kalmadığından 2, 3, 4 ve 10 derecelerde görüntü elde edilmemiştir. BT pahalı bir yöntem olduğu için panoramik ve periapikal radyograflarda test edilen açılar yerine bir düşük bir yüksek (1 ve 5) derecelerdeki baş hareketinin etkisi değerlendirildi. Aksiyal düzlemde elde edilen bu görüntüler sagital ve kronal düzlemlere de dental program kullanılarak yeniden oluşturuldu (Resim 10,11).



Resim 9:MDBT cihazı.



Resim 10: MDBT’de 3 boyutlu görüntü işlenmesi.



Resim 11: MBDT’de 3 boyutlu görüntü işlenmesi.

Alveolar Kemik Seviyesinin Ölçülmesi

1. Kadavra üzerinde dişlerin mesial ve distalinden ayrı ayrı olmak üzere mine-sement birleşim yeri ve krestal kemik arasındaki mesafe **(a)** Williams periodontal sond (Hu Fam, Amerika) kullanılarak ölçüldü. Mesial tarafta mesiobukkal ve mesiolingual/palatinal ölçümlerin ortalaması ile distal tarafta distobukkal ve distolingual/palatinal ölçümlerin ortalaması hesaplandı. Bu işlem yirmi yaş dişleri hariç bütün dişlerde uygulanarak her dişin alveolar kemik seviyesi belirlenmiş oldu.
2. Panoramik filmde dişlerin mesial ve distalinden mine-sement birleşim yeri ve krestal kemik seviyesi arasındaki mesafe Photoshop’ta bilgi paletini ve ölçme aracını kullanarak tespit edildi (Adope Photoshop 7.0, Portions Ink, Amerika).
3. Periapikal filmde dişlerin mesial ve distalinden mine-sement birleşim yeri ve krestal kemik arasındaki mesafe Photoshop’ta bilgi paletini ve ölçme aracını kullanarak tespit edildi (Adope Photoshop 7.0, Portions Ink, Amerika)(Resim 12).

4. BT’de dişlerin mesial ve distalinden mine-sement birleşim yeri ve krestal kemik arasındaki mesafe Photoshop’ta bilgi paletini ve ölçme aracını kullanarak tespit edildi (Adope Photoshop 7.0, Portions Ink, Amerika).

Dişler kök boyunun tespiti için çekildi.

Kök boyunun Ölçülmesi

1. Kadavra üzerinde dişlerin mesial ve distalinden ayrı ayrı olmak üzere mine-sement birleşim yeri ve dişin apeksi arasındaki mesafeler **(b)** dijital kaliper kullanılarak ölçüldü. Mesialde mesiobukkal ve mesiolingual/palatinal bölgedeki ölçümlerin ortalaması mesial tarafta kök boyutu tespiti ve distal tarafta distobukkal ve distolingual/palatinal bölgedeki ölçümlerin ortalaması distal kök boyutu tespiti için kullanıldı.
2. Panoramik filmde dişlerin mesial ve distalinden mine-sement birleşim yeri ve dişin apeksi arasındaki mesafeler Photoshop’ta bilgi paletini ve ölçme aracını kullanarak tespit edildi (Adope Photoshop 7.0, Portions Ink, Amerika).
3. Periapikal filmde dişlerin mesial ve distalinden mine-sement birleşim yeri ve dişin apeksi arasındaki mesafeler Photoshop’ta bilgi paletini ve ölçme aracını kullanarak tespit edildi (Adope Photoshop 7.0, Portions Ink, Amerika)(Resim 12).
4. BT’de dişlerin mesial ve distalinden mine-sement birleşim yeri ve dişin apeksi arasındaki mesafeler Photoshop’ta bilgi paletini ve ölçme aracını kullanarak tespit edildi (Adope Photoshop 7.0, Portions Ink, Amerika).

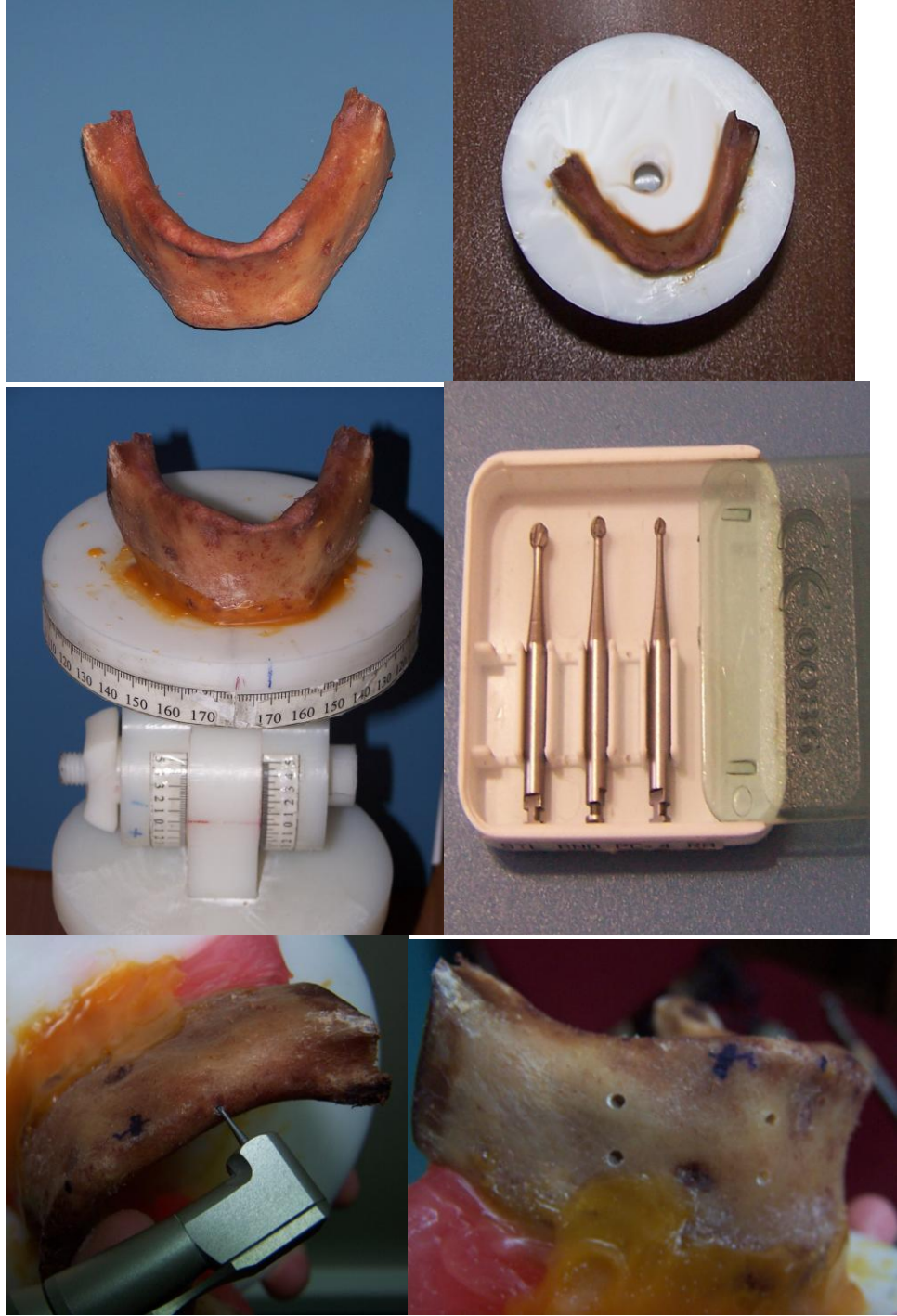
Kadavra ölçümleri ve görüntüleme sonuçları arasında bir karşılaştırma yapabilmek için milimetre veya piksel değerleri yerine alveolar kemik seviyesinin **(a)** kök uzunluğuna **(b)** oranı kullanıldı. (Persson ve ark. 2003) Her diş için bu ölçümler tamamlandıktan sonra **(a)** uzunluğunun **(b)** uzunluğuna oranı hesaplandı. Bu oransal değerler periapikal, panoramik ve BT görüntüleme sistemlerinde değerlendirilerek aralarındaki uyum altın standart olarak belirlenen kadavra sonuçlarıyla kıyaslandı.



Resim 12: a; mine-sement birleşim yeri ile kret seviyesi arasındaki mesafe, b; mine-sement birleşim yeri ile kök ucu arasındaki mesafe. Çalışmamızda her diş için mesial ve distal tarafını a/b oranı tespit edilmiştir.

Alveolar Kemik Defektinin Değerlendirilmesi

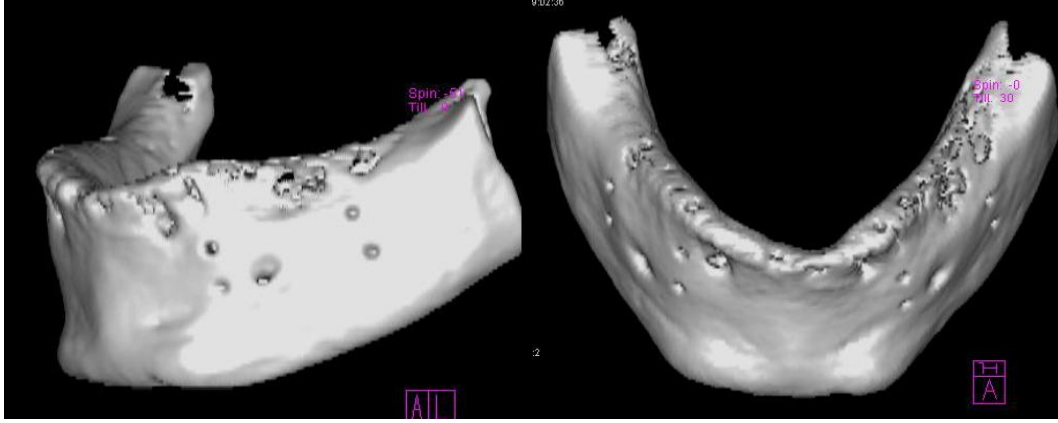
S.Ü. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalından temin edilen alt çene kadavrasının dijital periapikal, panoramik ve BT görüntülerini elde etmek için önceden kullanılan düzeneğe sarı mum (SickyWax, Sybron Dental Specialties Orange, CA, Amerika) ile adapte edildi (Resim 13).



Resim 13: Kadavra hazırlığı.

Defektler oluşturulmadan önce mandibulanın dijital görüntüleri bu görüntüleme modellerinin hepsi kullanılarak elde edildi. Daha sonra en küçük frez kullanılarak mandibulanın kortikal kemiğinin molar ve kanin bölgelerinden defektler oluşturuldu. Oluşturulan defektler hem kret bölgesinde hem de bukkal kortikal kemik bölgesinde yer alıyordu. Frez boyutu giderek artırılarak bu bölgelerdeki defektlerin boyutları büyütülmüş oldu. Çalışmamızda çapları 1,33, 1,73 ve 2,08 mm olan 4, 6 ve

8 nolu çelik frezler (Alston, İngiltere) kullanıldı. Defektlerin her boyutunun artırılmasından sonra 3 görüntüleme yöntemiyle mandibulanın görüntüleri elde edildi (Wallace ve ark. 2001)(Resim 14).



Resim 14: MDBT'de defekt oluşturulan mandibulanın 3 boyutlu görüntüsü

Elde edilen bu görüntüler 2 gözlemci tarafından sayı skalası kullanılarak skorlandı. Sayı skalası kısaca şöyle;

- 0: Kemik defekti kesinlikle görülüyor
- 1: Kemik defekti görünürlüğü orta düzeyde veya şüpheli
- 2: Kemik defekti kesinlikle görülüyor

Elde edilen görüntüler Powerpoint'e aktarılarak (Microsoft Office 2003, Microsoft Corp, ABD) değerlendirildi.

Dijital Görüntülerde Lamina Duranın Değerlendirilmesi

Periapikal, panoramik ve BT ile elde edilen görüntüler lamina duranın tespiti için iki gözlemci tarafından değerlendirildi. Görüntüler aynı ortam koşullarında gözlemcilerin kişisel bilgisayarlarında skorlandı. Lamina dura grafileri sayı skalası kullanılarak değerlendirildi ve gözlemciler arası uyumu tespit edebilmek için 2 hafta ara ile aynı şartlar oluşturularak skorlamalar tekrarlandı. Sayı skalası kısaca şöyle;

- 0: Lamina dura kesinlikle görülüyor
- 1: Lamina dura görünürlüğü orta düzeyde veya şüpheli
- 2: Lamina dura kesinlikle görülüyor

Elde edilen görüntüler Powerpoint'e aktarılarak (Microsoft Office 2003, Microsoft Corp, Amerika) değerlendirildi.

İstatistiksel Analiz:

Lamina dura grafisinin ve alveolar kemik defektinin dijital ortamdaki subjektif analizi BT, panoramik ve periapikal görüntüleme tekniklerinde sayı skalası kullanılarak yapıldı. Gözlemci etkisini değerlendirmek için çalışmaya katılan 2 gözlemcinin kendi içindeki ve birbirleri arasındaki uyumu tespit etmek amacıyla kappa istatistiğinden yararlanıldı. Bu görüntüleme tekniklerinin aralarındaki uyum seviyesi de kappa istatistiği kullanılarak belirlendi. Alveolar kemik seviyesinin değerlendirilmesinde kadavra, panoramik, periapikal ve BT'den elde edilen verilerin gözlemciler arası uyum seviyesi grup içi korelasyon katsayısı (ICC) kullanılarak belirlendi. Bu üç görüntüleme tekniği ile elde edilen ölçüm sonuçları altın standart olarak tespit edilen kadavra ölçüm sonuçları arasındaki uyum da ICC kullanılarak belirlendi. İstatistiksel analizler SPSS V.13.0. istatistik yazılımı ile gerçekleştirildi (SPSS Inc. Chicago, IL, ABD).

3.BULGULAR

Çalışmamızda 555 periapikal ve 37 panoramik radyograf ile 13 farklı baş pozisyonu ile alınmış BT ve MRG görüntüleri incelendi. Periapikal radyografide bir diş için 37 farklı baş pozisyonunda film alınmıştır. Alt çenede 8, üst çenede 7 toplamda 15 bölgeden ve her bölge için 37'şer açı ile toplamda 555 periapikal film alındı. Alınan periapikal radyograflardan 13 tanesi dişin büyük çoğunluğunun görülememesinden dolayı çalışmadan çıkartıldı. BT için 13 farklı baş pozisyonu ile alınan görüntülerdeki fark rutin veri işleme sırasında ortadan kalktığından sadece 1 tanesi çalışmada kullanıldı. MRG görüntüleri ise sert dokuların değerlendirilmesi için değerli bulunmamış ve çalışmadan çıkartılmıştır.

3.1.Lamina Duranın Değerlendirilmesi

Elde edilen görüntüler 2 gözlemci (Al ve Ci) tarafında değerlendirildi. Gözlemciler içi ve gözlemciler arası uyum panoramik radyografi için Çizelge 3.1.a'da, periapikal radyografi için Çizelge 3.1.b'de ve bilgisayarlı tomografi için Çizelge 3.1.c'de gösterilmiştir.

Lamina duranın dijital panoramik radyografideki görünürlüğünde gözlemciler arasında yüksek oranda uyum mevcuttur. X düzlemi için gözlemciler içi uyum düşük çıkarken Z düzlemi için daha yüksek çıkmıştır. X, Y ve Z düzlemlerinde açı artışına bağlı olarak gözlemciler arası uyumda artış mevcuttur (Çizelge 3.1.a). Fakat bu artış lamina dura graflerindeki netlikten değil bu grafleri okuma güçlüğünden kaynaklanmaktadır. X düzleminden (başın sağa sola çevrilmesi) özellikle (+) ve (-) dördüncü, beşinci ve onuncu derecelerde lamina dura görünürlüğü için panoramik görüntü kalitesinde son derece bozulma meydana gelmekte ve lamina dura sıfır görünürlükte olmaktadır. Y düzleminde başın öne doğru eğilmesinde dördüncü dereceden sonra görüntü kalitesi tamamen bozulmakta iken başın arkaya doğru eğilmesinde ikinci dereceden itibaren kanin ve keser bölgesinde, onuncu dereceden itibaren ise premolar molar bölgesinde görüntü kalitesi tamamen bozulmaktadır. Z düzleminde ise görüntü kalitesi başın devrilme hareketi yaptığı tarafta başlamakta ve üçüncü dereceden itibaren o bölgede görüntü kalitesi kaybolmaktadır.

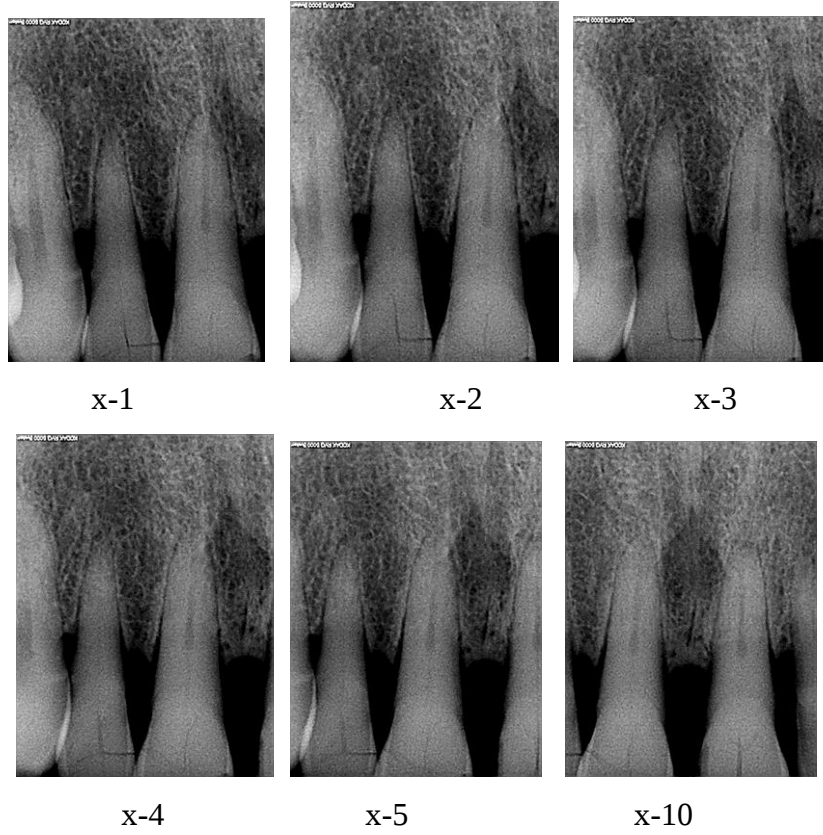
Çizelge 3.1.a: Dijital Panoramik Radyografide Lamina Dura Görünürlüğü

Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (K)

Açılar	1.Ölçücü Uyumu	2. Ölçücü Uyumu	1. ve 2. Ölçücü Uyumu (1. Ölçümlerin Uyumu)
XYZ 0	0,72***	0,78***	0,86***
X-1	0,32*	0,30*	0,67***
X-2	0,30*	0,30*	1,00***
X-3	0,40*	0,64***	0,82***
X-4	0,82***	0,35*	1,00***
X-5	0,83***	0,83***	1,00***
X-10	0,65***	0,65***	1,00***
X+1	0,49**	0,36*	0,87***
X+2	0,26	0,18	0,86***
X+3	0,42*	0,42*	1,00***
X+4	0,51**	0,51**	1,00***
X+5	0,83***	1,00***	1,00***
X+10	1,00***	1,00***	1,00***
Y-1	0,49**	0,83***	0,91***
Y-2	0,44**	0,83***	0,58**
Y-3	0,65***	0,65***	0,36*
Y-4	1,00***	1,00***	1,00***
Y-5	1,00***	1,00***	1,00***
Y-10	1,00***	1,00***	1,00***
Y+1	0,49	0,74***	1,00***
Y+2	0,13	0,92***	0,62***
Y+3	0,23	0,75***	0,75***
Y+4	0,36*	0,62***	1,00***
Y+5	0,33*	0,62***	1,00***
Y+10	1,00***	1,00***	1,00***
Z-1	0,38*	0,66***	0,83***
Z-2	0,42*	0,55**	1,00***
Z-3	1,00***	1,00***	1,00***
Z-4	1,00***	1,00***	1,00***
Z-5	1,00***	1,00***	1,00***
Z-10	1,00***	1,00***	1,00***
Z+1	0,49**	0,64***	0,88***
Z+2	0,49**	0,65***	0,87***
Z+3	0,36*	0,36*	1,00***
Z+4	1,00***	1,00***	1,00***
Z+5	1,00***	1,00***	1,00***
Z+10	1,00***	1,00***	1,00***

* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

Lamina duranın dijital periapikal radyografideki görünürlüğünde gözlemciler içi ve gözlemciler arası istatistiksel olarak yüksek uyum vardır. 1. gözlemci içi uyum 2. gözlemci uyumundan daha fazladır. Z düzlemi için gözlemciler içi ve gözlemciler arası uyum X ve Y düzlemine göre daha azdır (Çizelge 3.1.b). X, Y ve Z düzlemlerinde baş hareketlerinden ortaya çıkan açısal değişimlerdeki sapmalar kişisel ölçümlerdeki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Ancak bu farklılıklar X, Y ve Z düzlemlerinin sıfır derecede iken maksimum görünürlüğü etkilememektedir (Resim 15).



Resim 15: Sağ üst keser bölgesinin X (–) düzleminde (başın sola çevrilme hareketi) alınmış 6 seri dijital periapikal radyograf.

Çizelge 3.1.b: Dijital Periapikal Radyografide Lamina Dura Görünürlüğü

<u>Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (K)</u>			
Açılar	1.Ölçücü Uyumu	2. Ölçücü Uyumu	1. ve 2. Ölçücü Uyum (1. Ölçümlerinin Uyumu)
XYZ 0	0,92***	0,85***	1,00***
X-1	0,78***	0,70***	1,00***
X-2	1,00***	0,78***	0,78***
X-3	0,76***	0,72***	0,84***
X-4	0,92***	0,48**	0,71***
X-5	0,78***	0,78***	0,92***
X-10	0,84***	0,41*	0,48**
X+1	0,92***	0,77***	0,92**
X+2	0,84***	0,55***	0,84***
X+3	0,76***	0,68***	0,84***
X+4	0,83***	0,61**	0,83***
X+5	0,76***	0,84***	0,84***
X+10	0,74***	0,49**	0,56**
Y-1	0,75***	0,76***	0,84***
Y-2	0,76***	0,76***	0,84***
Y-3	0,84***	0,50**	0,50**
Y-4	0,82***	0,50**	0,83***
Y-5	0,70***	0,58**	0,74***
Y-10	0,85***	0,68***	0,76***
Y+1	0,92***	0,76***	0,85***
Y+2	0,75***	0,58**	0,85***
Y+3	0,92***	0,70***	0,77***
Y+4	0,78***	0,75***	1,00***
Y+5	0,56**	0,92***	0,36*
Y+10	0,78***	0,36*	0,61***
Z-1	0,56**	0,43*	0,78***
Z-2	0,78***	0,62**	0,62***
Z-3	0,57**	0,64***	0,78***
Z-4	0,85***	0,47**	0,63***
Z-5	0,55**	0,62***	0,56**
Z-10	0,76***	0,76***	0,77***
Z+1	0,78***	0,78***	0,85***
Z+2	0,77***	0,70**	0,70***
Z+3	0,77***	0,63***	0,70***
Z+4	0,92***	0,46**	0,53**
Z+5	0,84***	0,47**	0,76***
Z+10	0,60***	0,49**	0,60***

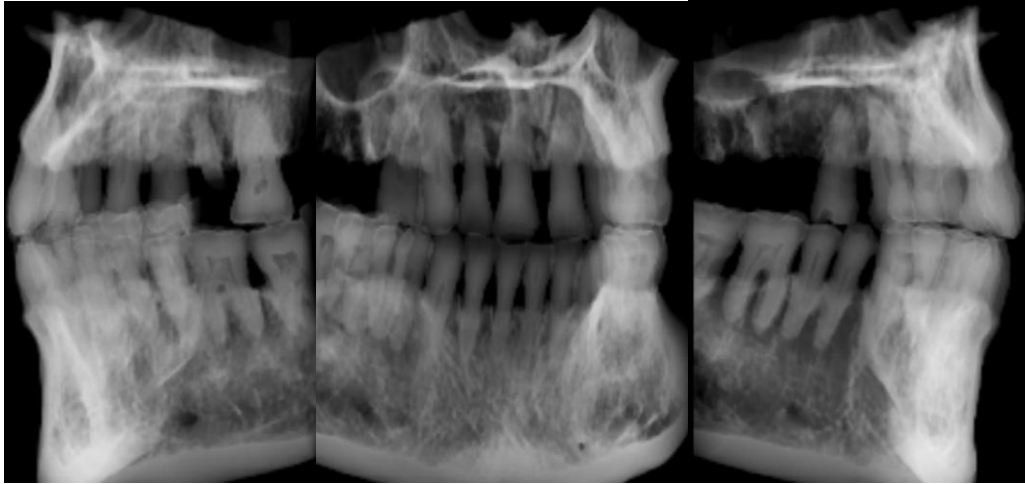
* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

Çizelge 3.1.c: Bilgisayarlı Tomografide Lamina Dura Görünürlüğü
Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (K)

Düzlemler	1.Ölçücü Uyumu	2. Ölçücü Uyumu	1. ve 2. Ölçücü Uyumu (1. Ölçümlerin Uyumu)
Panoramik Kesit	0,54*	0,49	0,54*
Sagital Kesit	-0,095	0,57*	0,10
VRT	0,65**	1,00***	0,00

* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

Lamina duranın bilgisayarlı tomografideki görünürlüğünde panoramik ve sagital kesitlerde gözlemciler içi ve gözlemciler arası uyum yoktu. 3 boyutlu VRT görüntülerde (Resim 16) gözlemciler içi uyum mevcutken gözlemciler arası uyum bulunamamıştır. VRT için 2. gözlemci içi uyum 1. gözlemci içi uyumdan daha fazla çıkmıştır (Çizelge 3.1.c).



Resim 16: Alt ve üst çenenin MDBT’de 3 Boyutlu VRT tekniği ile lamina dura görüntüleri

Lamina dura grafisinde kullanılan dijital görüntüleme tekniklerinin birbirleri arasındaki istatistiksel uyum Çizelge 3.2’de gösterilmiştir. Lamina dura görünürlüğünde dijital panoramik radyografi ile dijital periapikal radyografi arasında az oranda uyum mevcutken, panoramik ile BT ve periapikal ile BT arasında uyum gözlemlenmemiştir.

Çizelge 3.2: Lamina Dura Görünürlüğünde Yöntemler Arası Uyum
Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (K)

Açılar	Panoramik & Periapikal	Panoramik & BT	Periapikal & BT
XYZ 0	0,49**	0,03	-0,14
X-1	0,23*	-0,1	-0,21*
X-2	0,62**	0,14	-0,14
X-3	0,28*	-0,04	-0,13
X-4	0,11	-0,17	-0,1
X-5	0	0	-0,14
X-10	0	0	-0,16
X+1	0,27*	0,11	-0,14
X+2	0,11	-0,06	-0,08
X+3	-0,21	-0,25	-0,01
X+4	0,06	-0,13	-0,04
X+5	0,13	-0,22	-0,06
X+10	0	0	-0,09
Y-1	0,19	0,1	-0,02
Y-2	-0,8	0,18	0
Y-3	0,53**	0,13	-0,04
Y-4	0	0	-0,15
Y-5	0	0	-0,05
Y-10	0	0	-0,1
Y+1	0,22*	0,16	-0,03
Y+2	0	0	-0,15
Y+3	0	0	-0,95
Y+4	0	0	-0,14
Y+5	-0,01	-0,17	-0,78
Y+10	0	0	-0,1
Z-1	0,08	-0,04	-0,1
Z-2	0	0	-0,21*
Z-3	0	0	-0,14
Z-4	0	0	-0,15
Z-5	0	0	-0,18
Z-10	0	0	-0,16
Z+1	0,33*	0,12	-0,1
Z+2	0	-0,26	-0,14
Z+3	0,67**	-0,22	-0,16
Z+4	0	0	-0,17
Z+5	0	0	-0,17
Z+10	0	0	-0,17

* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

3.2.Alveolar Kemik Seviyesinin Değerlendirilmesi

Alveolar kemik kaybı tespiti için önceden bahsedilen 37 farklı açıdan toplam 19 farklı açı ile (x,y,z düzlemleri 0 derecede iken ve x,y,z (+) ve (-) 1,2,3 dereceler olmak üzere) toplamda 285 periapikal ve 19 panoramik radyograf kullanıldı. Bir gözlemci birinci gözlemi için toplam 1748 ölçüm yaptı (A11, A12, K1, K2 için toplam 6992 ölçüm) ve 874 tane **a/b** oranını tespit etti. Altın standart olarak belirlenen kadavra ölçümleri için her bir ölçücü birinci ölçümü için her bir dişe sekiz toplamda 184 ölçüm yaptı ve 23 tane **a/b** oranını tespit etti.

Altın standart olarak belirlenen kadavra ölçümlerinde istatistiksel olarak ölçücülerin birinci ve ikinci ölçümleri arasında (gözlemciler içi uyum) ve 1. ölçücü ile 2. ölçücünün birinci ölçümlerinin arasındaki uyum (gözlemciler arası uyum) Çizelge 3.3’de gösterilmiştir. Gözlemciler içi ve gözlemciler arası istatistiki olarak yüksek oranda uyum mevcuttur.

Çizelge 3.3: Kadavrada Alveolar Kemik Seviyesi Belirleme
Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (ICC)

	1.Ölçücü Uyumu	2. Ölçücü Uyumu	1. ve 2. Ölçücü Uyumu (1. Ölçümlerinin Uyumu)
Mesial taraf	1,00***	0,99***	1,00***
Distal taraf	1,00***	0,98***	0,99***

* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

Alveolar kemik seviyesini belirlemek için ölçümler bilgisayarlı tomografideki panoramik kesitlerde yapıldı. Dişlerin mesial ve distal taraflarından yapılan ölçümlere göre istatistikî olarak gözlemciler içi ve gözlemciler arası yüksek uyum görülmüştür (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.4: Bilgisayarlı Tomografide Alveolar Kemik Seviyesi Belirleme
Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (ICC)

	1.Ölçücü Uyumu	2. Ölçücü Uyumu	1. ve 2. Ölçücü Uyumu (1. Ölçümlerinin Uyumu)
Mesial taraf	1,00***	0,99***	0,99***
Distal taraf	1,00***	0,99***	0,99***

* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

Alveolar kemik seviyesi belirlemede dijital panoramik radyografide dişlerin mesial ve distal tarafları için gözlemciler içi ve gözlemciler arası uyum Çizelge 3.5’de verilmiştir. Ölçümler sonucunda dişilerin hem mesial hem de distal taraflarında istatistikî olarak yüksek orandan gözlemciler içi uyum vardır. Fakat gözlemciler arası uyum gözlemciler içi uyuma göre daha düşük çıkmıştır. Z düzleminde X ve Y düzlemine göre daha fazla gözlemciler arası uyum gözlemlenmiştir.

Alveolar kemik seviyesi belirlemede dijital periapikal radyografide dişlerin mesial ve distal tarafları için gözlemciler içi ve gözlemciler arası uyum Çizelge 3.6’da gösterilmiştir. Ölçümler sonucunda dişilerin hem mesial hem de distal taraflarında istatistikî olarak yüksek orandan gözlemciler içi ve gözlemciler arası uyum çıkmıştır. X, Y ve Z düzlemleri arasında da yüksek oranda uyum gözlemlenmiştir.

Çizelge 3.7’de kadavra ölçümlerinin görüntüleme teknikleriyle olan uyumu ve görüntüleme tekniklerin birbirleri arasındaki uyumları gösterilmektedir. Dişlerin mesial ve distal tarafları ayrı ayrı olmak üzere panoramik radyograf ile kadavra üzerindeki ölçüm sonuçları istatistikî olarak uyumludur. Periapikal ölçümler ile kadavra ölçümleri arasındaki uyum panoramik radyograf ölçümleri ile kadavra ölçümleri arasındaki uyumdan daha yüksek çıkmıştır. Kadavra ile bilgisayarlı tomografi verileri arasında yüksek oranda uyum mevcuttur. Buna ek olarak bilgisayarlı tomografi ile periapikal ve panoramik görüntüleme teknikleri arasında uyum gözlemlenirken X, Y ve Z düzlemlerinde baş pozisyonundaki açı sapmalarına bağlı olarak istatistiki uyum azalmaktadır.

Çizelge 3.5: Dijital Panoramik Radyografide Alveolar Kemik Seviyesi Belirleme
(mesial taraf) Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (ICC)

Açılar	1.Ölçücü Uyumu	2. Ölçücü Uyumu	1. ve 2. Ölçücü Uyumu (1. Ölçümlerinin Uyumu)
XYZ 0	0,99***	0,97***	0,75***
X-1	0,98***	0,99***	0,59*
X-2	1,00***	0,99***	0,84**
X-3	1,00***	1,00***	0,51*
X+1	1,00***	0,98***	0,83***
X+2	1,00***	1,00***	0,34
X+3	1,00***	1,00***	0,87***
Y-1	1,00***	0,98***	0,56*
Y-2	1,00***	1,00***	0,45*
Y-3	1,00***	1,00***	0,31
Y+1	1,00***	1,00***	0,77**
Y+2	1,00***	1,00***	0,94***
Y+3	1,00***	1,00***	0,92***
Z-1	1,00***	1,00***	0,86***
Z-2	1,00***	1,00***	0,75***
Z-3	1,00***	1,00***	0,64**
Z+1	1,00***	1,00***	0,76***
Z+2	1,00***	1,00***	0,58**
Z+3	1,00***	1,00***	0,98***
(distal taraf) Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (ICC)			
XYZ 0	1,00***	0,98***	0,86***
X-1	1,00***	1,00***	0,52*
X-2	1,00***	1,00***	0,55*
X-3	1,00***	0,99***	0,66**
X+1	1,00***	1,00***	0,70**
X+2	1,00***	1,00***	0,68**
X+3	1,00***	1,00***	0,91***
Y-1	0,99***	1,00***	0,86***
Y-2	1,00***	1,00***	0,79***
Y-3	1,00***	1,00***	0,26
Y+1	1,00***	1,00***	0,97***
Y+2	1,00***	1,00***	0,53*
Y+3	1,00***	1,00***	0,77***
Z-1	1,00***	0,96***	0,86***
Z-2	1,00***	1,00***	0,66**
Z-3	1,00***	1,00***	0,61**
Z+1	1,00***	1,00***	0,91***
Z+2	1,00***	1,00***	0,92***
Z+3	1,00***	1,00***	0,76***

* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

Çizelge 3.6: Dijital Periapikal Radyografide Alveolar Kemik Seviyesi Belirleme
(mesial taraf) Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (ICC)

Açılar	1.Ölçücü Uyumu	2. Ölçücü Uyumu	1. ve 2. Ölçücü Uyumu (1. Ölçümlerinin Uyumu)
XYZ 0	0,76***	0,78***	0,99***
X-1	0,98***	0,99***	1,00***
X-2	1,00***	0,99***	0,99***
X-3	1,00***	0,99***	1,00***
X+1	1,00***	1,00***	0,99***
X+2	0,99***	0,99***	1,00***
X+3	1,00***	1,00***	1,00***
Y-1	1,00***	1,00***	1,00***
Y-2	1,00***	1,00***	1,00***
Y-3	1,00***	1,00***	1,00***
Y+1	1,00***	0,99***	1,00***
Y+2	1,00***	0,99***	1,00***
Y+3	0,99***	0,99***	1,00***
Z-1	1,00***	0,99***	1,00***
Z-2	1,00***	0,98***	0,99***
Z-3	1,00***	1,00***	0,99***
Z+1	1,00***	0,99***	0,99***
Z+2	0,99***	1,00***	0,99***
Z+3	1,00***	1,00***	1,00***
(distal taraf) Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (ICC)			
XYZ 0	0,98***	0,99***	0,99***
X-1	0,98***	0,99***	0,99***
X-2	1,00***	0,99***	1,00***
X-3	1,00***	1,00***	1,00***
X+1	1,00***	1,00***	1,00***
X+2	1,00***	1,00***	1,00***
X+3	0,99***	1,00***	1,00***
Y-1	1,00***	1,00***	1,00***
Y-2	1,00***	1,00***	1,00***
Y-3	1,00***	1,00***	1,00***
Y+1	1,00***	1,00***	0,99***
Y+2	1,00***	1,00***	1,00***
Y+3	1,00***	1,00***	1,00***
Z-1	1,00***	1,00***	1,00***
Z-2	1,00***	0,99***	1,00***
Z-3	1,00***	1,00***	1,00***
Z+1	1,00***	0,99***	0,23
Z+2	1,00***	1,00***	1,00***
Z+3	1,00***	1,00***	1,00***

* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

Çizelge 3.7: Alveolar Kemik Seviyesi Değerlendirmede Yöntemler Arası Uyum
(mesial taraf) Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (ICC)

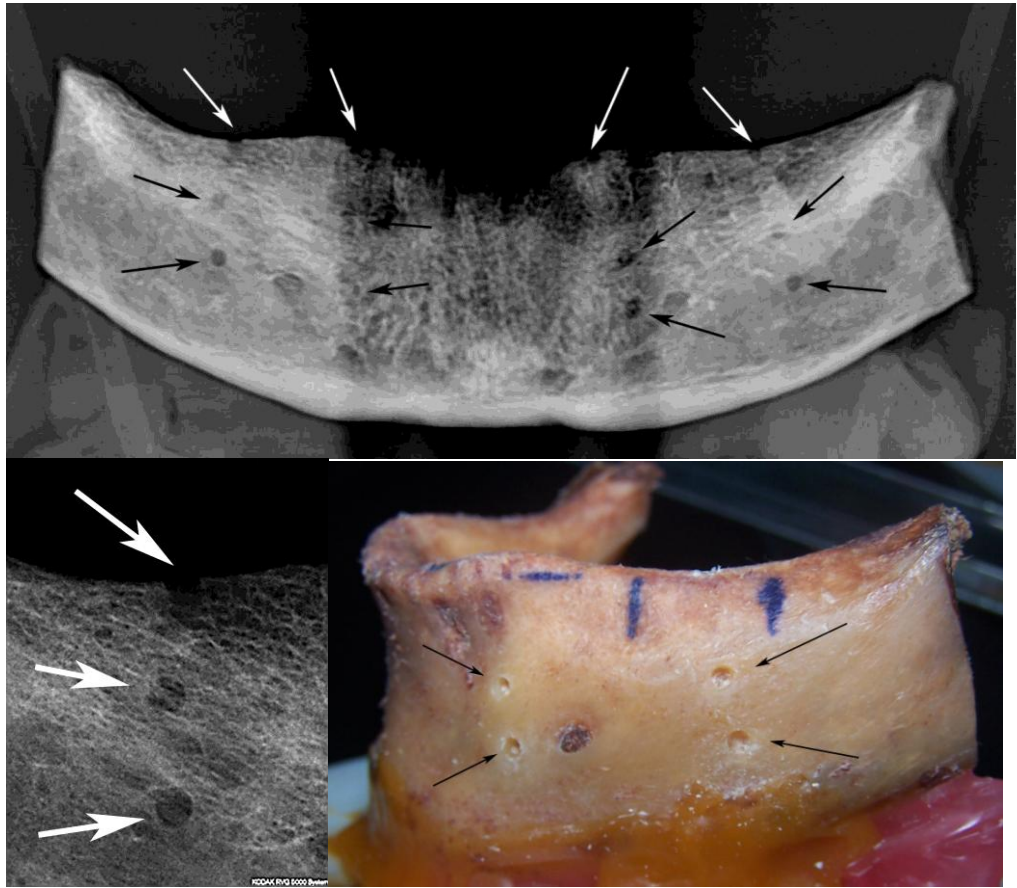
Açılar	Kadavra & Panoramik	Kadavra& Periapikal	Kadavra & BT	Panoramik & Periapikal	Panoramik & BT	Periapikal & BT
XYZ 0	0,74**	1,00***	0,78***	0,74**	0,64*	0,78***
X-1	0,56*	0,95***	0,78***	0,61*	0,59*	0,59*
X-2	0,47	0,85***	0,78***	0,58*	0,60*	0,58*
X-3	0,48	0,61*	0,78***	0,52	0,62*	0,47
X+1	0,81**	0,82***	0,78***	0,87***	0,58*	0,63*
X+2	0,32	0,81***	0,78***	0,51	0,52	0,41
X+3	0,72**	0,50	0,78***	0,59*	0,62*	0,48
Y-1	0,70**	0,93***	0,78***	0,76***	0,59*	0,64*
Y-2	0,58*	0,47	0,78***	0,68**	0,27	0,56*
Y-3	0,46	0,32	0,78***	-1,11	-0,48	0,51
Y+1	0,63*	0,57*	0,78***	0,48	0,49	0,63*
Y+2	0,59*	0,75***	0,78***	0,72**	0,51	0,60*
Y+3	0,58	0,71**	0,78***	0,88***	0,65*	0,53
Z-1	0,75***	0,91***	0,78***	0,73**	0,62*	0,64*
Z-2	0,73**	0,81***	0,78***	0,39	0,54	0,41
Z-3	0,51	0,43	0,78***	0,50	0,36	0,54
Z+1	0,62**	0,81***	0,78***	0,68**	0,45	0,62*
Z+2	0,53*	0,63*	0,78***	0,66**	0,54	0,55*
Z+3	0,33	0,39	0,78***	0,62*	0,39	0,52
(distal taraf) Ölçüm- Tekrar Ölçüm Uyumu (ICC)						
XYZ 0	0,88***	1,00***	0,81***	0,88***	0,71**	0,80***
X-1	0,79***	0,55*	0,81***	0,49	0,63*	0,64*
X-2	0,59*	0,69**	0,81***	0,53*	0,54	0,57*
X-3	0,60*	0,50	0,81***	0,45	0,51	0,45
X+1	0,64*	0,61*	0,81***	0,57*	0,56*	0,57*
X+2	0,54*	0,51	0,81***	0,10	0,53	0,48
X+3	0,49	0,67**	0,81***	0,31	0,52	0,48
Y-1	0,82***	0,71**	0,81***	0,53*	0,72**	0,56*
Y-2	0,56*	0,59*	0,81***	0,07	0,47	0,55
Y-3	0,77***	0,46	0,81***	0,55*	0,47	0,43
Y+1	0,60*	0,94***	0,81***	0,60*	0,60*	0,66*
Y+2	0,43	0,55*	0,81***	0,43	-0,21	0,52
Y+3	0,14	0,39	0,81***	0,61*	-0,29	0,46
Z-1	0,74**	0,72**	0,81***	0,41	0,56*	0,61*
Z-2	0,49	0,58*	0,81***	0,42	0,51	0,58*
Z-3	0,72**	0,61*	0,81***	0,63*	0,58*	0,59*
Z+1	0,67*	0,66**	0,81***	0,33	0,73**	-0,20
Z+2	0,50	0,44	0,81***	0,87***	0,54	0,52
Z+3	0,57	0,52	0,81***	0,62*	0,54	0,53

* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

3.3.Alveolar Kemik Defektinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda alveolar kemik defektinin değerlendirilmesi için mandibuladaki 4 bölgeden 3 farklı defekt boyutu için 16 periapikal, 4 panoramik radyograf (Resim 17) ile BT görüntüleri (Resim 18) incelendi.

Elde edilen görüntüler 2 gözlemci (A1 ve Ci) tarafında değerlendirildi. Gözlemciler içi ve gözlemciler arası uyum Çizelge 3.8 ve 3.9’da, gösterilmiştir.



Resim 17: Kadavra üzerinde 8 nolu frezle açılmış defektlerin panoramik ve periapikal görüntüleri.

Gözlemci uyumu görüntüleme modellerinden BT’de, periapikal ve panoramik radyografi tekniklerine göre daha fazla çıkmıştır. Yapay oluşturulan lezyonlardan 4 ve 6 nolu frezlerle oluşturulanlar arasında anlamlı bir fark görülmezken 8 nolu frezlerden oluşturulan defektler daha yüksek uyumla tespit edilmiştir. Gözlemciler içi ve gözlemciler arası en yüksek uyum lezyonsuz görüntülerde (no:0) görülmüştür.

Çizelge 3.8: Dijital Görüntüleme Sistemleriyle Alveolar Kemik Defektinin Değerlendirilmesi
Ölçüm-Tekrar Ölçüm Uyumu (K)

	1. Ölçücü Uyumu			2. Ölçücü Uyumu			1. ve 2. Ölçücü Uyumu		
	OPG	RVG	BT	OPG	RVG	BT	OPG	RVG	BT
No:0	1,00***	1,00***	1,00***	1,00***	1,00***	1,00***	1,00***	1,00***	1,00***
No:4	0,70**	0,53	1,00***	0,80***	0,39	1,00***	0,60**	0,23	1,00***
No:6	0,60**	0,62**	1,00***	0,60**	0,62**	1,00***	0,60**	1,00***	1,00***
No:8	1,00***	1,00***	1,00***	1,00***	0,60**	1,00***	1,00***	-0,14	1,00***

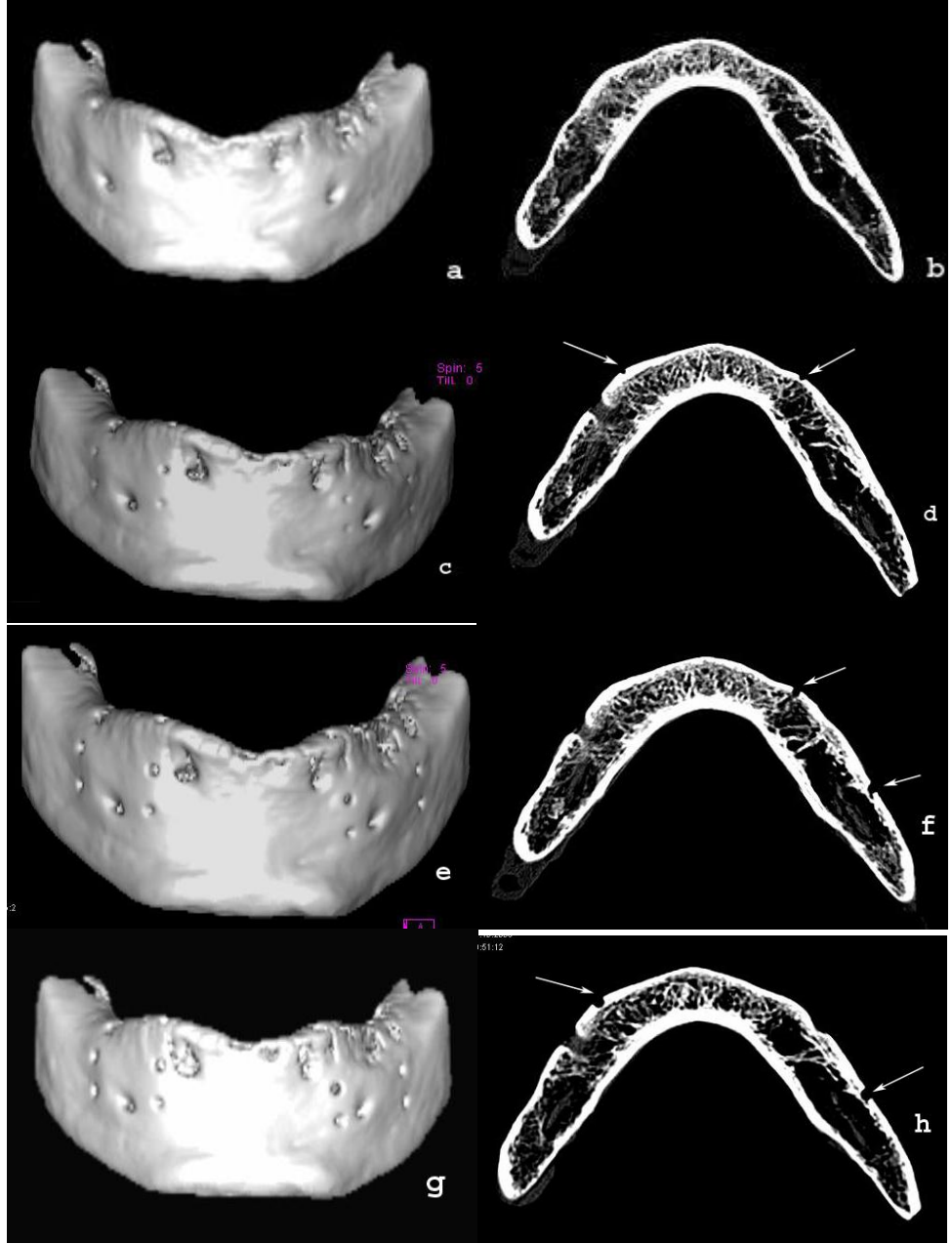
* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001

Çizelge 3.9’da alveolar kemik defektlerinin farklı görüntüleme teknikleriyle olan ilişkisi gösterilmiştir. En yüksek uyum BT görüntülerinde elde edilirken panoramik radyografi periapikal radyografide oranla daha yüksek uyum görülmüştür.

Çizelge 3.9: Dijital Görüntüleme Sistemleriyle Alveolar Kemik Defektinin Değerlendirilmesi
Ölçüm-Tekrar Ölçüm Uyumu (K)

	1. Ölçücü Uyumu	2. Ölçücü Uyumu	1. ve 2. Ölçücü Uyumu
OPG	0,69***	0,79***	0,59***
RVG	0,64***	0,69***	0,80***
BT	0,87***	0,88****	0,94****

* p< 0,05, **p<0,01, ***p<0,001



Resim 18:Defektler oluşturulmadan önce mandibuladan alınan 3 boyutlu (a) ve aksiyal kesit (b) BT görüntüleri, 4 nolu frez kullanılarak oluşturulan 3 boyutlu (c) ve aksiyal kesit (d) BT görüntüleri, 6 nolu frez kullanılarak oluşturulan 3 boyutlu (e) ve aksiyal kesit (f) BT görüntüleri, 8 nolu frez kullanılarak oluşturulan 3 boyutlu (g) ve aksiyal kesit (h) BT görüntüleri.

4.TARTIŞMA

Literatür taraması yapıldığında lamina dura, periodontal ligament boşluğu gibi anatomik yapıların ve çeşitli periodontal hastalıkların tanısı amacıyla çeşitli görüntüleme teknikleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Lamina duranın görünürlülüğü ile ilgili çalışmalarda periapikal radyograflarda x ışını açılmasının etkisi araştırılmıştır (Kansu ve ark. 1996, Hausmann ve ark. 1989). Bazı araştırmacılar da krestal lamina duranın durumunun periodontitis tanısında yararlı olup olamayacağını araştırmışlardır (Rams ve ark. 1994). Teknolojideki gelişmeye paralel olarak dijital dünyanın hayatımıza girmesiyle birlikte çeşitli anatomik landmarkların ve peridontal hastalıkların dijital ortamda değerlendirildiği çalışmalar ortaya konmuştur (Persson ve ark. 2003, Rohlin ve ark. 1991, Vandenberghe ve ark. 2007). Bizim çalışmamızda ise lamina dura görünürlüğünün ve alveolar kemik seviyesi farklı dijital görüntüleme yöntemleriyle değerlendirildi ve x-ışınının farklı açılarının bu görüntüleme sistemlerinde ne gibi etkiler oluşturduğu araştırıldı. Böylelikle hem bir görüntüleme sisteminde x ışınının farklı açılarının lamina dura görünürlüğüne ve alveolar kemik seviyesine olan etkisi araştırıldı hem de bu farklı açılarının farklı görüntüleme sistemlerinde bu yapılara ne oranda etki ettiği değerlendirildi.

Çalışmamızda hiçbir geleneksel (film tabanlı) görüntüleme sistemi kullanılmamıştır. Film tabanlı sistemler günümüzde yerini birçok avantaja sahip dijital sistemlere bırakmaktadır. Doz azalması en önemli avantajlarından biridir. E hızlı filmlerle karşılaştırıldığında dijital sistemlerde doz azalması % 90'ı geçmektedir. Görüntü manipülasyonu ise bir diğer önemli avantajdır ve belkide dijital görüntünün geleneksel görüntüye olan en büyük üstünlüğüdür. Üretici firmalar yazılım programları sunarak dijital ortamda birçok işlemin yapılmasına olanak sağlar. Fakat bunlar arasında ölçümler, filtrasyon, 3-D rekonstruksiyon ve kontrast genişletme diğerlerinden daha çok kullanışlıdır. Kontrast genişletme özelliği gereğinden fazla veya az ışınlamadan kaynaklanan sorunların telafisinde etkin bir şekilde kullanılır. Dijital ölçüm aletleri görüntü analizinde kullanılabilir. 3-D rekonstruksiyon sayesinde ağız içi ve ağız dışı görüntüleri yeniden oluşturma imkanı

mevcuttur (Wenzel 1993). Işınlamadan sonra özellikle CCD sensörlerinde zaman kazancı çok fazladır. Genel kullanımda PSP ile tarama ve görüntü eldesi arasındaki gecikme zamanı geleneksel film ve banyo işlemlerinden çok daha az zaman almaktadır. Depolama özelliği diğer avantajlarından. Dijital görüntü dosyaları sıkıştırma teknikleriyle daha da küçük boyutlara inmektedir. Modem ve telefon sayesinde diğer hekimlerle bilgileri paylaşma imkanı sağlamaktadır. Bu posta yolu ile radyografların ve zaman kaybının önüne geçilmektedir. Banyo işleminden kaynaklanan kimyasallar olmadığından ve CCD sensörleri ile PSP plaklarının her ikisi de binlerce defa tekrar kullanıma uygun olduğundan çevre dostu sistemler olarak kabul edilirler (Brennan 2002).

Bunun yanında dijital sistemlerin bazı dezavantajları mevcuttur. Dijital sistemlerin başlangıç fiyatları geleneksel sistemlere göre biraz fazla gelmekle birlikte zamanla bu fazlasıyla telafi edilmektedir. Fakat başlangıç giderleri; zaman kazancı ve görüntü depolama özelliği ile dengelenebilir. Sensör boyutu bir diğer dezavantaj olarak sayılabilir. CCD sistemleri için hala boyutunun büyük olması ve kablodan dolayı ağız içine yerleştirme güçlüğü önemli sorunlardır. Öte yandan sensör aktif alanının küçük olmasından kaynaklanan problem düzeltildi ve geleneksel filmlerle aynı miktarda bilgi eldesi mümkün hale geldi. Özellikle fosfor plaklar sayesinde daha büyük sensör boyutuyla daha kaliteli görüntüler elde edilebilmektedir. Bu sistemlerin kullanımı çapraz enfeksiyon riskini de beraberinde getirmektedir. Fakat bunlar direk olarak kontamine olursa herhangi bir sterilizasyon yöntemi yoktur. Yasa dışı amaçlar için görüntünün işleme yeteneği geçmişte artan bir endişeye yol açmıştı. Üreticilerin geliştirmiş olduğu yazılım sayesinde orijinal görüntüyü elde etme imkanı ortaya çıkmıştır (Brennan 2002).

Doz azalması dijital radyografinin en önemli avantajlarda biri olarak kabul edilmektedir. Fakat bu fayda gerçekten ağız içi filmlerde olduğu gibi ağız dışı filmlerde de aynı etkiyi sağlayıp sağlamadığı tartışmalıdır. Geleneksel ağız dışı radyografilerde skreen film kasetleri kullanılır. İntensifiyng skreenler skreensiz filmlere nazaran önemli ölçüde doz azalmasını sağlar. O yüzden dijital olarak görüntünün eldesi ağız dışı görüntülerde ek bir doz azalmasına neden olmadığı söylenir. Fosfor plak sistemi geniş ışınlama alanına sahiptir. Bu bir avantajdır. Çünkü görüntü kalitesi bakımından ışınlama aralığı kritik değildir. Bu bize hastalar

normalden daha az veya daha fazla doz olsa bile aşırı ışınlanmış veya az ışınlanmış görüntülerin diagnostik açıdan iyi gözükeceğini anlatır. Fosfor plak sistemleri gerekli olan ışınlama süresini aşılmış olsa bile iyi görüntü sağlar. Diğer yandan CCD sensörleri küçük ışınlama alanına sahiptir. Aşırı ışınlanmış görüntülerde tamamıyla siyah alanlara doymuş alanlar görülür. Bu da bize kullanıcının ışınlama süresini azaltması gerektiği anlamına gelir. CMOS sistemleri ise bunu açık bir şekilde göstermez fakat bunun yerine daha koyu görüntü oluşur (Van der Stelt 2000).

Radyografıta kret ve mine-sement birleşim yeri x-ışını açılmasıyla değişiklik gösterebilir. X ışınının yanlış açılması ise geometrik distorsiyona neden olur. Bu açılama hatası ağıza yerleştirilen filmin açısının değişmiş olmasından veya tüpün hareket etmiş olmasından kaynaklanır (Reddy 1992). Optimum sonuç elde etmek için film dişe yakın, dişin uzun aksına paralel ve ışına dik şekilde yerleştirilmelidir. Bu özellikle periapikal radyograflarda anatomik zorluklardan dolayı oldukça güçtür. Periapikal radyografinin standardizasyonu için film tutucusu kullanılır. Çalışmamızda bunu sağlamak amacıyla Kodak firmasının film tutucusu kullanıldı. Piyasada çeşitli amaçlara yönelik birçok film tutucu mevcuttur. Bu tutucular fabrikasyon olarak hazırlandığından her hastaya aynı düzeyde adapte edilemeyebilir. Bizim çalışmamızda başın çeşitli açılarda hareket ettirilmesi suretiyle zaman zaman film tutucunun filmi istenilen konumda tutamadığı gözlemlendi. Fakat buna rağmen hiç müdahale edilmeden çekim işlemine devam edildi. Çünkü bu film tutucu hasta üzerinde kullanılmakta ve hekim farkında olmadan hasta başını bu tarzda hareket ettirmektedir. Bu noktadan bakıldığında bu çalışma ile fabrikasyon film tutuculara her zaman güvenilmeyeceği ortaya çıkmaktadır.

Panoramik radyografinin standardizasyonu için periapikal radyograflara göre daha farklı düşünmek gerekir. Standardizasyon için Frankfort horizontal düzlemin yere paralel olmasına, lazer ışık klavuzunun kullanılmasına ve ısırma bloğunun doğru ısırtılmış olmasına dikkat edilir. Çalışmamızda tek bir model kullanıldığından bunların yapılmış olması standardizasyon için yeterli görülmüştür. Bilgisayarlı Tomografi için standardizasyon bu kadar önemsenmemiştir. Çünkü elde edilen imajlarda açılmalardaki veya baş pozisyonundaki değişiklikler önemsenmeksizin rekonstrüksiyon sırasında çenelerin konumları yeniden ayarlanır ve farklı baş pozisyonunda olmasına rağmen aynı görüntüler tekrar tekrar elde edilebilir. Bir

diğer değişle BT’de aynı görüntüyü elde etmek için hasta başının ayarlanmasından çok rekonstrüksiyon sırasında yapılan işlemlerin benzer olması gerekmektedir.

Radyografinin periodontal hastalıkların tanısı ve tedavisinde önemli rol oynayabileceği beş konu vardır; kemik kaybı, mobilite, okluzal travma, diş taşı ve kron-kök oranı (Hirschmann 1987b). Alveolar kemik kaybını değerlendirmede mine-sement birleşim yeri tartışmalı bir konu olmasına rağmen kemik kaybı teşhisinde önemli bir indikatör olarak kullanılmıştır (Gutteridge 1995). Persson ve ark.’nın (2003) alveolar kemik seviyesini değerlendirdiği çalışmasında ağız içi radyograf ile panoramik radyografi karşılaştırılmış ve bunun için mine-sement birleşim yeri ve alveolar kemik seviyesi arasındaki mesafe ile mine-sement birleşim yeri ile kök ucu arasındaki mesafenin oranı değerlendirilmiştir. Ağız içi radyograf bulguları ile panoramik radyograf bulguları arasında yüksek uyum olduğunu ortaya koymuşlardır ve periodontal değerlendirmeler için panoramik radyografinin full-mouth radyografinin yerini alabileceğini söylemişlerdir. Bizim bulgularımızda ise panoramik, periapikal ve BT arasında alveolar kemik seviyesi değerlendirmede yüksek oranda uyum mevcuttur. Persson ve ark. (2003) çalışmasında tekniklerin farklı açılarda değerlendirilmesi yapılmamıştır. Bizim çalışmamızda ise hem tekniklerin hem de açı farklarının kıyaslaması yapıldığından dolayı daha farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu durum aynı açı değişikliğinin farklı teknikler üzerine farklı etkilerinin olduğunu gösterir. Panoramik radyografda hasta başının yana devrilmesi suretiyle yapılan hareket sonucunda (Z düzlemi) diğer düzlemlere göre daha fazla görüntü kalitesinin etkilendiği görülmüştür. Ayrıca periapikal radyograflar panoramik radyograflara göre açı değişmelerinden çok daha az etkilenmektedir. Bunda da film tutucuların etkisi büyüktür. Fakat ideal açı ve baş pozisyonunda alınmış BT, periapikal ve panoramik radyograf arasında yüksek uyum olması alveolar kemik defektlerinin değerlendirilmesinde BT gibi periapikal ve panoramik görüntüleme tekniği arasında belirgin bir fark yoktur.

Alveolar kemik seviyesini değerlendirmek için kök uzunluğunun mine-sement birleşim yeri ile alveolar kret seviyesi arasındaki mesafeye olan oranı kullanılmıştır. Ölçümler oransaldır çünkü ölçümler Photoshopta yapıldı ve çeşitli görüntüleme yöntemleriyle elde edilen imajların gerçek boyutları Photoshop programında farklılık gösteriyordu. Ayrıca kadavra ölçümleri de göz önüne

alındığında kemik seviyesini değerlendirmek zorlaşacaktı. Fakat oransal değerler sayesinde bu sorunu ortadan kaldırmıştır.

Mine-sement birleşim yerinin, kök ucunun ve alveolar kemik seviyesi yerinin tam olarak belirlenemediği durumlarda ölçümler veya okumalar kayda alınmamıştır. Bu landmarkların belirlenememesi daha çok dişlerin birbirleri üzerine binmesinden, görüntüde oluşan distorsiyondan, özellikle panoramik radyografa görülen kontrast farklılıklarından kaynaklanmıştır.

Mine-sement birleşim yeri gerçekte düz bir hat yada çizgi halinde olmayıp kurvatürlere sahiptir. Radyografa ise görüntüsü 3 boyuttan 2 boyuta indirgendiğinden düz bir hat ya da nokta şeklinde görünmektedir. Bu durum ölçme güçlüğü ortaya çıkarmıştır. Mine-sement birleşim yerinin radyografa diffüz bir görüntü göstermesinden dolayı gözlemciler arasında uyumsuzluk meydana gelebilmektedir. Bazı anatomik noktaların zor görünür olmasından dolayı mine-sement birleşim yeri ile ilgili ölçümler panoramik radyografide tavsiye edilmemektedir. Standardize edilmiş radyografların 20 diş kliniğinde görüntü kalitesi değerlendirilmiş ve son derece farklı sonuçlar ortaya çıkmıştır (Gutteridge 1995). Mine sement birleşim yeri radyografa x-ışınının geliş açısıyla değişebileceği gibi dişin rotasyonda olması da bu yerin radyografteki görüntüsünü etkiler. Bizim çalışmamızda üst sağ ve sol premolar dişler rotasyonda idi ve bu dişlerin ölçümlerinde çok güçlük yaşandı.

Panoramik radyografa lamina dura görünürlüğünde açı farkı arttıkça gözlemciler arası uyumun arttığı görülmektedir. Bu durum gözleme kalitesinin azalmasından ve skorlamada bu yüzden her diş için sıfır verilmesinden kaynaklanmaktadır. Çünkü panoramik radyografa çok küçük açılarda dahi obje fokal through ilişkisi bozulmakta ve distorsiyonlar meydana gelmektedir. Periapikal radyograflarda ise açı değişimlerinden dolayı görüntü kalitesinin panoramik radyograflar kadar etkilenmediği görülmesine rağmen açı farkının artmasına bağlı olarak gözlemciler arası uyumun nispeten azaldığı görülmektedir.

Kullanımının kolay, hastalar için daha uygun, bütün dişleri göz önüne alındığında çok daha az zaman alması, her iki çenenin aynı anda incelenebiliyor

olması ve hastaların düşük dozda radyasyon almasına rağmen panoramik radyografinin, periapikal ve bitewing radyografların da dahil olduğu bazı karşılaştırma çalışmalarında periapikal kullanımının periodontal hastalıkların teşhisinde daha yararlı olduğu ortaya konmuştur (Rohlin ve ark. 1989). Yapılan bir başka çalışmada üst çenenin periodontal durumunu değerlendirildiğinde panoramik radyografi ile periapikal radyografinin benzer sonuçlar ortaya koyduğunu fakat alt çene değerlendirildiğinde periapikal radyografinin panoramik radyografiye göre daha üstün olduğu ortaya çıkmıştır (Akeson 1989). Bu nedenlerden dolayı periodontal hastalıkların tanısında tek başına radyografiye güvenmemek gerektiği ve klinik ve radyografik gözlemlerin beraber yapılması gerektiği ortaya çıkmıştır.

Vandenberghe ve ark (2007) yaptığı çalışmada linear kemik seviyesi ölçümlerinin 2 boyutlu ağız içi dijital görüntülerle 3 boyutlu tomografi arasında benzer sonuçlar verdiğini rapor etmişlerdir. Kemik kret ve furkasyon defektlerinin ağız içi görüntüleme yöntemlerine göre tomografide daha iyi görüldüğünü ve bunun tomografinin çoklu düzlemsel kesitler ve 3 boyutlu bilgi sağlamasından kaynaklandığını söylemişlerdir. Lamina dura görünürlülüğünün ise ağız içi imajlarla daha iyi görüntüler elde edildiğini ortaya koydular. Bunun da periodontal değerlendirmede yeni tomografi sistemlerinin henüz ağız içi radyografilerin yerine geçemeyeceğinin bir göstergesi olduğunu ve periodontal kemik değerlendirmesinde ve cerrahi öncesi tedavi planlamasına yardımcı olarak her iki görüntüleme sisteminin birlikte kullanılmasının gerekliliği ortaya çıkmıştır.

Dijital periapikal radyograflarda x-ışını açılmasındaki değişikliklerin lamina dura görünürlülüğü hakkındaki araştırmalarda dişlerin veya modellerin sabit bir bloğa konup tüpün açısını değiştirmek suretiyle radyografide oluşan farklılıklar değerlendirilmiştir. Uygulanan bu yöntemle kanin bölgesindeki kavis, yetersiz damak yüksekliği gibi anatomik zorluklarla karşılaşılmadan çalışmalar yapılmıştır (Cavalcanti ve ark. 2002; Kansu ve ark. 1996; Tibbets ve ark. 1992). Çalışmamızda çeneler ve kafa bütün bir model olarak hastaların yapabileceği muhtemel hareketleri taklit edebilecek tarzda ve karşılaşılabilecek muhtemel zorluklar göz önüne alınarak hazırlanmıştır. Bu sayede film tutucu kullanılsa dahi hem standart bir radyografin alınmasındaki güçlükler ortaya konmuş hem de görüntüde oluşabilecek

değişikliklerin tanı kalitesinde veya tedavi planlamasında ne gibi etkilerinin olacağı ortaya konulmuştur.

Van Aken (1980) lamina dura gibi kavisli kemik yüzeylerinin görüntü oluşumunu tartıştığı makalesinde yorumlanabilir görüntüler elde etmek için küçük açılı tomografiler kullanılması gerektiğini bildirdi. Panoramik radyograflar dental arkların farklı alanlardaki değişiklikleri tomografi prensibini kullanarak görüntülerler. Kullanılan tomografik açılar farklı makinelerde ve dental arkın farklı bölgelerinde değişiklik gösterir. Dental arkın lateral parçalarında kullanılan açılar 4 ile 9 derece arasında değişirken anterior bölge için bu açı aralığı 5 ile 20 derece arasında değişmektedir. Işınlardan teğet geçtiği kavisli yüzeyler radyografda görüntü verdiğini ve panoramik tomografide tomografik açının ve obje ile düzlem arasındaki mesafenin artmasıyla tomografik görüntüde bulanıklığın arttığını vurguladı.

Hauck (1970) panoramik radyografdaki açısal distorsiyonların fokal trough içersindeki farklı pozisyon ve derinlikteki vertikal ve horizontal mesafelerdeki distorsiyonların birleşmesinden kaynaklandığını belirtmiştir. Bu yüzden tomografik incelemelerde incelenecek olan objenin fokal troughta en uygun konumda yerleştirilmesi gerekir. Fokal trough dışına çıkıldığında görüntüde distorsiyon olması kaçınılmazdır. Vertikal ve horizontal açılamlardaki değişikliklerin panoramik görüntüye etkisi birçok araştırmacı tarafından araştırılmıştır.

Stramotas ve ark'nın (2002) dental panoramik radyografide farklı kafa pozisyonlarının diş uzunluk ve açılamlarıyla ilgili ölçümlerini incelediği çalışmada anterior bölgenin okluzal düzlemden 8 derece fazla eğildiğinde bütün ölçümlerin hatalı çıktığını belirtti ve okluzal düzlemin 10 dereceden fazla eğilmemesi gerektiğini söyledi. Doğru alınmış panoramik radyografda doğru ölçümlerin yapılabileceğini gösterdi. Takip radyograflar için panoramikte alınan filmlerde tekrar ölçümlerin anterior okluzal düzlemin yukarı ve aşağı doğru eğilmesi durumunda kafa pozisyonundaki değişmelerin tolere edilebileceği ortaya koydu.

Stramotas ve ark. (2002) çalışmalarında paslanmaz çelik çubuk kullanarak kron kök oranlarını değerlendirdiler. Çelik çubuk radyografda net bir şekilde seçilebiliyor dolayısıyla da ölçümlerde daha net sonuçlar ortaya çıkmıştır. Bizim

çalışmamızda ise mine sement birleşim yeri, kret seviyesi ve kök ucu tespitinde az da olsa gözlemciler arası farklılıklar mevcuttu. Bu da ölçümlerde daha farklı sonuçların ortaya çıkmasına yol açtı. Özellikle mine sement birleşim yerinin tespiti diş boynunun farklı anatomik yapısından dolayı güçtür. X-ışının geliş açısının değişmesinden dolayı mine sement birleşim yerinin radyografteki yeri değişiklik gösterir. 3 boyutlu bir yapıdan 2 boyutlu görüntü elde edilmesinden dolayı açılardaki minimal değişimler mine sement birleşim yerinde önemli vertikal değişikliklere yol açmaktadır.

Mckee ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada diş açılarında panoramik radyografide vertikal ve horizontal kafa pozisyon değişikliklerinin etkisini araştırmış ve ideal kafa pozisyonu ile elde edilen görüntülerin 5 farklı kafa pozisyonu ile elde edilen görüntülerin çoğundan daha farklı olduğunu ortaya koydu. Kafanın 5 derece aşağı ve yukarı hareketinde maksiler dişlerin daha hassas olduğu belirtildi. Mandibular anterior dişlerin ise 5 derece sağ ve sol kafa pozisyonundan daha fazla etkilendiğini belirtildi. Maksiler dişler 5 derece sağ ve sol kafa rotasyonundan nispeten az etkilendiğini ve mandibular dişlerin 5 derece alt ve üst kafa rotasyonundan az etkilendiğini ortaya koyuldu.

Panoramik radyograflarla ilgili bir başka açılama çalışmasında mesiodistal kök açılmasının değerlendirilmesinde plane- film tekniklerin panoramik tekniklerden çok daha uygun olduğu ortaya kondu (Lucchesi ve ark 1988). Bir başka çalışmada da mesiodistal diş eğimlerinin değerlendirilmesi için 4 farklı panoramik cihaz kullanıldı. 4 farklı panoramik cihazdan elde edilen görüntüler değerlendirildiğinde maksiler anterior dişler daha mesialde posterior dişler daha distalde görüntülendi. Mandibular dişler için ise hemen hemen bütün dişlerin köklerinin daha mesialde görüntülediği ortaya kondu. Komşu dişler için en büyük açısal fark mandibular lateral keser ile kanin diş arasında meydana gelmiştir. Sonuç olarak panoramik radyografi ile ilgili mesiodistal diş açılarının klinik değerlendirilmesinde dikkatli bir gözlem ile doğal görüntü distorsiyonlarını anlamak gerektiği belirtildi (Mckee ve ark. 2002).

Panoramik radyografide hasta başının sağa sola doğru çevrilmesinden dolayı çenelerde distorsiyon meydana gelir. Çenenin çevrildiği tarafta daha fazla distorsiyon

meydana gelmektedir. Görüntüdeki bozulma çenenin çevrildiği taraftan başlar ve yaklaşık 15 derecede aşırı distorsiyondan dolayı görüntüden kaybolur. Diğer tarafta ise distorsiyon çok fazla olmamakla birlikte dişlerde uzama ve bulanıklık görülür. Hasta başının öne doğru eğilmesiyle radyografa çenenin ve dişlerin daraldığı görülmektedir 5 dereceden sonra görüntü tamamen bozulmaktadır. Başın arkaya doğru eğilmesi suretiyle radyografa çenenin ve dişlerin genişlediği görülmektedir. Özellikle alt ve üst anterior dişlerde distorsiyon çok fazladır. Posterior dişlerde ise daha az distorsiyon görülmektedir. Başın sağa sola devrilmesiyle başın devrildiği tarafta çok daha fazla distorsiyon gelişmektedir. Diğer tarafta dişlerde bulanıklık ve incelme gözlenirken başın eğildiği tarafta dişlerin aşırı distorsiyondan dolayı görüntüden kaybolmaktadır. Ayrıca başın sağa sola devrilmesi sağa sola çevrilmesine göre daha fazla distorsiyon oluşturmakta ve görüntü kalitesinin daha az açılarda kötüleşmesine yol açmaktadır. Ancak üretici firmalar başın devrilmesine ve ideal pozisyona getirilmesi amacıyla aparatlar geliştirmişlerdir. Bazı firmalarda bu aparatlar son derece sıkı ve dolayısıyla istenmeyen hareketleri engelleyici tarzda üretmişken bazı firmaların aparatları daha gevşek dolayısıyla istenmeyen baş hareketlerini engelleyemez durumdadır.

Panoramik radyografların standardize edilebilmesi için üretici firmalar görünür ışık klavuzları geliştirmişlerdir. Bunları kullanarak Frankfurt horizontal düzlemin yere paralel ve midpalatal suturenin tam orta hatta konumlanması sağlanmış olunur ayrıca ısırma bloğu üretici firmanın tavsiyelerine göre kullanıldığında çenelerin ve dişlerin 3 boyutlu fokal troughta makul şekilde konumlanması sağlanmış olur (Akarslan ve ark 2003).

Hirschamann (1987) radyografide periodontal hastalıkların teşhisi için beş önemli teşhis noktası belirledi; kemik kaybının gösterimi, klinik mobilitateye bağlı olarak periodontal ligamentteki genişleme, okluzal travmanın radyolojik belirtileri, diş taşı görüntüleme ve kron kök oranının gösterimi. Ağzın bütününü düşündüğümüzde seri alınacak radyografin yerine günümüzde panoramik radyograf rutin olarak kullanılmaktadır. Periodontal hastalıkların teşhisinde periapikal radyografi için aç ı ortay teknik yerine paralel teknik kullanılmalıdır. Paralel teknik ise daha zahmetli ve zaman alıcı bir yöntemdir. Panoramik radyografi bu güçlüğü ortadan kaldırarak daha kısa zamanda benzer tanıya ulaştırabilecek ve total doz

düşünüldüğünde daha az radyasyon riski söz konusu olacaktır. Persson ve ark. (2003) alveolar kemik seviyesini değerlendirmede panoramik ve periapikal görüntüleme tekniklerini kıyaslamış ve iki teknik arasında kuvvetli bir uyumun olduğunu ortaya koymuştur. Periodontal değerlendirmelerin en azından bir kısmında panoramik radyografinin seri radyografinin yerini alabileceğini söylemişlerdir.

Aslında periodontal kemik seviyesinin görüntülenmesinde panoramik radyografi için olan limitasyonlar çürük teşhisinde ki limitasyonlarla benzerdir. Zayıf görüntü keskinliğine, anatomik yapıların birbirleri üzerine süperpozisyonu ve çenenin farklı bölgelerinde oluşan farklı seviyedeki magnifikasyonlar bunlardan en önemlilerindendir (Rushton ve Horner 1995). Sağ ve sol taraftaki magnifikasyon farklılığı hasta başının tam ortalanmadığından kaynaklanmaktadır. Bu gibi durumlarda çenenin bir kısmı filme daha yakın ve diğer kısmı daha uzak konumlanacak ve filme uzak duran tarafta magnifikasyon yakın olan tarafa göre daha fazla olacak ve sağ ve sol arasında magnifikasyon farkı meydana gelecektir.

MRG'deki uygulamalar diş hekimliği alanında oldukça sınırlı olmasına rağmen temporomandibular eklem hastalıklarında, implant cerrahisi öncesi ve ameloblastoma, odontojenik keratokist gibi lezyonların teşhisinde kullanılmaktadır. Son zamanlarda MRG'de çene kemikleri ve dişler ile ilgili çalışmalar artmıştır (Gahleitner ve ark. 1999, Çelenk C ve Çelenk P 2007). Bu çalışmalarda dişler, pulpa boşluğu, periapikal dokular, süngerimsi kemik ve kortikal kemiğin MRG'de iyi bir şekilde görüntülenebileceği gösterildi. MRG'de T1 ağırlıkta mine ve dentin siyah, pulpa ve kanal beyaz veya açık gri gözükürken kanal dolgusu siyah görülmektedir. Kortikal kemik yumuşak diş dokuların beyaz hattı ile çevrili siyah alan olarak görülür (Cotti E ve Campisi G 2004). Lamina dura radyografte kortikal kemiğin ince dış duvarının iz düşümü olarak görülür. Oldukça ince görüntü verdiği için çenenin ve dişlerin bazı anatomik yapılarından dolayı özellikle de çok köklü dişlerde görülmesi çok daha zordur. Bizim çalışmamızda dişler ve çeneler MRG'de benzer görüntüler vermesine rağmen MRG'deki spatial rezolüsyonun dijital periapikal, panoramik ve BT ile kıyaslanamayacak derecede kötü olmasından dolayı lamina dura gibi hassas anatomik yapıların veya periodontal kemik seviyelerinin ayrıntılı incelenmesi mümkün olamamıştır. MRG ile ilgili ileriki çalışmalar teknolojinin gelişmesine paralel olarak görüntü kalitesinin artmasıyla birlikte lamina dura gibi

görüntülenmesi zor yapıların kolaylıkla tespit edilebilir hale geleceği kaçınılmazdır. Bu sayede MRG kullanımı diş hekimliğinde rutin hale gelecek ve hasta ve hekimin doz alımından bahsedilmeyecek bir hale gelinebilecektir.

Travma, implant cerrahisi, patolojik oluşumlar gibi BT’de birçok dental uygulamalar mevcuttur. Paranasal sinüsteki yumuşak doku değişiklikleri ve periodontal hastalıkların teşhisinde de BT kullanılmaktadır. Daha çok diş hekimi BT’yi kullanmaya başlamasından dolayı BT için dental uygulamalar giderek artmaktadır. Gelişen teknoloji ile birlikte azalan doz alımı ve görüntü kalitesindeki artış bunu hızlandıran en önemli etkenlerdir (Parks 2000). BT ile diş ve periodontal dokulardan elde edilen görüntülerin ağız içi (periapikal ve ısırma radyografı) ve ağız dışı (panoramik ve sefalometrik radyograf) dental görüntüleme tekniklerine kıyaslanması günümüzde artan bir ilgiyle araştırma konusu olmuştur (Vandenberghe ve ark.2007). Fakat dental yapıların BT görüntülerinin farklı BT görüntüleme teknikleriyle karşılaştırılmasını yapıldığı çalışmalar olsa da BT ile dijital periapikal ve panoramik tekniklerin bir arada karşılaştırıldığı çalışma daha önce literatürde yoktu. Bu çalışma ile anatomik yapıların değerlendirilmesinde dijital periapikal radyografin daha üstün fakat alveolar kemik seviyesi değerlendirmede birbirlerinin alternatifi olabilirliği ortaya çıkmıştır.

Cone beam BT ve MDBT tomografi teknolojisinde geline en ileri noktadır. Hashimoto ve ark’nın (2003) MDBT ile Cone beam BT’nin birbirlerine olan üstünlüğünü karşılaştırdığı çalışmada çene kemikleri, lamina dura, periodontal ligament boşluğu gibi yapıların görünürlülüğü değerlendirildi. Cone beam BT’nin görüntü kalitesinin MDBT’ye göre daha iyi olduğunu ve buna ilaveten doz alımının da Cone beam BT’de çok daha az olduğunu ortaya koyuldu. Benzer bir çalışmada da Cone beam BT’nin MDBT’ye üstünlüğü maruz kalınan dozun azlığı ve görüntü kalitesi açısından ortaya kondu. Maksillofasiyal bölgedeki sert dokuların incelenmesinde Cone beam BT’nin çok daha yararlı olabileceği vurgulanmıştır (Hashimoto ve ark. 2007). Cone beam BT’nin MDBT’ye üstünlüğü çalışmalarda belirtilmiş olsa da dijital periapikal radyografin hala bu son teknoloji tomografik tekniklere üstünlüğü mevcuttur. BT görüntüleri dijital periapikal görüntülerle karşılaştırıldığında lamina dura gibi anatomik yapıların incelenmesinde daha yetersizdir (Vandenberghe ve ark.2007). Fakat 3 boyutlu BT görüntüleme teknikleri

bu dezavantajı ortadan kaldırmaya olanak sağlayabilir. Bu 3 boyutlu görüntüleme teknikleri Multiplaner reformatting (MPR), dental MPR, Shade surface display (SDD), Volume rendering, Maximum intensity projection (MIP) ve Model production and Virtual reality. Bu 3 boyutlu teknikler kullanılarak 2 boyuttaki BT görüntüleriyle tespit edilmesi zor lamina dura gibi anatomik oluşumlarla periodontal hastalıklar ve diğer dental uygulamaların daha etkili bir şekilde gösterimine olanak sağlanabilir. Fakat bir dijital periapikal radyografi ile elde edilebilecek bir bilgi bu sayede daha uzun zaman harcanarak eldesi daha zor ve pahalı hale gelmektedir. Ayrıca bu teknikleri uygulamak kapsamlı bir bilgi gerektirmektedir (Kawamata ve ark 2000).

BT görüntüleme sistemlerinde spatial rezolüsyon ağız içi dijital filmlere göre oldukça düşüktür. Spatial rezolüsyon birbirine komşu iki objenin ayırt edilmesine yarar. Bu yüzden lamina dura gibi periapikal radyografda dahi görünümü zor olan anatomik yapıların veya patolojik oluşumların BT’de belirlenebilmesi çok daha zordur. Buna ek olarak bazen BT’de bazı yapıların sınırları pikselin tam ortasından başlar. Bu yüzden görüntüde bulanıklıklar oluşur. Bu durum parsiyel hacim ortalama fenomeni olarak adlandırılır ve bu yüzden de BT taramaları film tabanlı görüntüler kadar değerli olmaz. Kontrast rezolüsyonu ise minimal yoğunluk farklılıkları olan iki komşu yapının ayırt edilmesine yarar. Bu özellik BT’de daha üstündür ve BT’ye yumuşak dokuların incelenmesi yeteneğini kazandırır. Bu durumda BT’nin dijital periapikal radyograflarla kıyaslandığında düşük kontrastların ayırt edilmesinde kullanışlı iken yüksek kontrastlı yapıların görüntülenmesinde daha az kullanışlı olduğu söylenebilir (Parks 2000).

5.SONUÇ

Dijital görüntüleme teknikleri arasındaki analizlere göre periapikal radyograf lamina dura görüntülemesinde en iyi sonucu vermiştir. Ayrıca alveolar kemik seviyelerinin değerlendirilmesinde BT'nin 3 boyutlu özelliğinden dolayı daha etkin kullanımı olmasına rağmen panoramik ve özellikle periapikal radyografilerle yakın sonuçlar ortaya çıkmıştır. Alveolar kemik defekti en iyi BT görüntülerinde özellikle 3 boyutlu görüntülerde performans alınmıştır. Kemik seviyesi değerlendirmede BT, periapikal ve panoramik arasında önemli bir fark görülmezken periapikal radyografinin ideal açılama ile altın standarda en yakın sonuç ile alveolar kemik seviyelerinin tespiti mümkündür. Panoramik ve periapikal radyograflarda ideal baş konumu X, Y ve Z düzlemlerinin 0 olduğu durumdur. Lamina dura gibi anatomik yapıların değerlendirilmesinde hastaya ulaşan x-ışınındaki sapmalardan en çok panoramik radyografi etkilenmekte fakat aynı açı sapmasında periapikal radyograf çok daha az etkilenmektedir. Buna karşılık kemik seviyesinin değerlendirilmesinde açı değişikliklerinden her iki tekniğinde etkilendiği ortaya çıkmıştır. 1900'lü yılların başlarında kullanılmaya başlanan periapikal radyografi üzerine geliştirilen birçok teknolojiye rağmen ayakta durmayı başarmış ve dijital sisteme adapte edilerek diş hekimliğinde kullanımı şimdilik vazgeçilmez olarak sürdürülmektedir.

6. ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/KONYA 2008
ALİ MURAT AKTAN

Dijital ve İleri Görüntüleme Teknikleriyle Lamina Dura Grafisinin Ve Alveolar Kemik Defektlerin Saptanması: İn Vitro Çalışma

Bu çalışma ile lamina dura grafisinin farklı dijital görüntüleme yöntemleri ve farklı açılar kullanılarak incelenmesi ve bu sayede erken patolojik oluşumların en uygun dijital görüntüleme tekniğiyle tespiti ve ayrıca x-ışını açılmasının alveolar kemik kayıplarının değerlendirilmesinde dijital görüntüleme teknikleri kullanılarak belirlenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda kadavradan çıkarılan alt ve üst çeneler plastik kafa modeli üzerine adapte edildi. Elde edilen model üzerinden dijital ortamda iki boyutlu panoramik, periapikal radyografiler ile üç boyutlu BT (bilgisayarlı tomografi) ve MRG (Manyetik Rezonans Görüntüleme) görüntüleri alındı. Görüntülerin elde edilmesi sırasında model X, Y, Z düzleminde hareket ettirilerek her teknik için farklı açılarda görüntüler elde edilmiş oldu. MRI görüntüleri kemik dokusunun incelenmesinde yetersiz görüldüğünden çalışmadan çıkarıldı. Ayrıca farklı boyutlarda kortikal kemikte oluşturulan yapay defektlerin periapikal, panoramik ve BT’de görüntüleri elde edildi. Lamina dura ve alveolar kemik defekti 2 gözlemci tarafından üçlü sayı skalası ile değerlendirilirken alveolar kemik kaybı 2 gözlemci tarafından alveolar kemik kaybının köke oranı kullanılarak değerlendirildi.

Sonuç olarak dijital periapikal radyografi lamina dura grafisinin en iyi görüldüğü radyografi tekniğidir. MDBT ve dijital OPG RVG’nin alternatifi olabilir. Alveolar kemik defekti 3 boyutlu BT’de en iyi görüntü elde edildi. Uygun açılarda alınmış radyograf periodontal hastalıkların tanısı, tedavisi ve takibinde kaçınılmaz gereçtir.

7. SUMMERY

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/KONYA 2008
ALİ MURAT AKTAN

Determination Radiography of The Lamina Dura and Defects of The Alveolar Bone with Digital and Advanced Imaging Technologies: In Vitro Study

The aim of this study is to investigate radiography of the lamina dura by using different digital imaging techniques and x-ray beam angulations, and hence, to diagnose early pathological conditions, and to investigate effect of x-ray beam angulation of determination of alveolar bone loses.

Maxillary and mandibular jaws from fresh cadaver were adapted plastic skull model in this study. 2D (panoramic and periapical) and 3D (CT-Computed Tomography, MRI-Magnetic Resonanse Imaging) digital images were obtained from this model. While the images obtaining, images were obtained with different angles by moving the model in the X, Y, Z planes. MRG images were excluded from the study because of its insufficiency of bone investigation. Images of artifacial defects were made in cortical bone with different dimentiaons on the periapical, panoramic, and, CT were also evaluated. Lamina dura and alveolar bone defect were evaluated by 2 observers using ordinal scale, and alveolar bone lose was evaluated by 2 observers using proportion of the alveolar bone lose to root leght.

As a result, digital periapical radiography is the best radiographic techinque for deliniation of lamina dura. MDCT and digital OPG could be alternative for RVG. The best images were obtained alveolar bone defect on the 3-D BT. roper angulation is required for radiography to diagnose, treatmet and followup of the periodontal deseases.

8. KAYNAKLAR

Akarslan ZZ, Erten H, Güngör K, Çelik İ. Common errors on panoramic radiographs taken in a dental school. The Journal of Contemporary Dental Practice. 2003;4(2):1-8.

Akesson L, Rohlin M, Hakansson J. Marginal bone in periodontal disease: an evaluation of image quality in panoramic and intraoral radiography. Dentomaxillofac Radiol 1989;18:105-112.

Akgünlü F, Şişman Y. Lamina duranın izlenmesinde farklı ekspoz sürelerinin etkisi. S.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2003;13:73-75.

Antonelli JR, Hottel TL. Oral manifestations of renal osteodystrophy: case report and review of the literature. Spec Care Dentist. 2003;23:28-34.

Barbat J, Messer HH. Detectability of artificial periapical lesions using direct digital and conventional radiography. Journal of Endodontics. 1998;24:837-42.

Baykal B., Oyar O. Tıbbi görüntüleme fiziği. 1. Baskı Sıhhiye Ankara 2000:235-71.

Bender IB. Paget's disease. Journal of Endodontics. 2003;29:720-23.

Bragger U. Radiographic parameters:biological significance and clinical use. Periodontology 2000. 2005;39:73-90.

Brennan J. An introduction to digital radiography in dentistry. Journal of Orthodontics. 2002;29:66-69.

Carranza F.A.,Bernard G.W. Glickman's clinical periodontology. 7.Edition. The Curtis Center Independence Square West Philadelphia. 1990:45-46.

Cavalcanti MG, Ruprecht A, Jhonson WT, Southard TE, Jakobsen J. The contribution of trabecular bone to the visibility of the lamina dura: An in vitro radiographic study. Oral Surg, Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod. 2002;93:118-22.

Cavalcanti MG, Ruprecht A, Jhonson WT, Southard TE, Jakobsen J.Radiographic interpretation of bone striae. An experimental study in vitro. Oral Surg, Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod. 1999;88:353-57.

Celenk C, Celenk P. Evaluation by quantitative magnetic resonance imaging of trabecular bone quality in the dentate and edentulous mandible. Clin Oral Impl Res. 2007;14:1-4.

Cotti E, Campisi G. Advanced radiographic techniques for the detection of lesions in bone. Endodontic Topics. 2004;7:52-72.

Çankaya B, Oral O, Oral CK. Sistemik hastalıkların çenelerdeki radyografik görüntüleri. Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi. 2006;8:22-31.

De Pablos PL, Ramos I, De la Calle. Brown tumor in the palate associated with primary hyperparathyroidism. J Oral Maxillofac Surg. 1987;45:719-20.

Eicholz P, Riess T, Lenhard M, Hassfeld S, Staehle HJ. Digital radiography of interproximal bone loss; validity of different filters. J Clin Periodontol. 1999;26:294-300.

Farman A.G. Panoramic radiology. Springer Berlin Heidelberg New York. 2007:7.

Farman A.G., Farman T.T. Extraoral and panoramic systems. Dental Clinics of North America 2000;44:257-71.

Gahleitner A, Solar P, Nasel C, Homolka P, Youssefzadeh S, Ertl L, Schick S. The magnetic resonance imaging in the dental radiology (dental MRI). Dentalradiologie 1999;39:144-50.

Goaz P.M., White S.C. Pharoah M.J. Oral Radiology. principles and interpretation. 4. Edition Mosby-Year Book.St Louis Missouri. 1999a:290-98.

Goaz P.M., White S.C. Pharoah M.J. Oral Radiology. principles and interpretation. 4. Edition Mosby-Year Book.St Louis Missouri. 1999b:472-490.

Goaz P.M., White S.C. Pharoah M.J. Oral Radiology. principles and interpretation. 4. Edition Mosby-Year Book.St Louis Missouri. 1999c: 444-68.

Grant D.A., Stern I.B., Listgarten M.A. Periodontics. Sixth Edition. St Louis Washindton,DC.1988:94-95.

Gutteridge DL. The use of radiographic techniques in the diagnosis and management of periodontal diseases. Dentomaxillofac. Radiol. 1995;24:107-113.

Harorlı A., Akgül H.M., Dağıstan S. Diş hekimliği Radyolojisi. 1. Baskı Eser Ofset Matbaacılık Erzurum. 2006a:424.

Harorlı A., Akgül H.M., Dağıstan S. Diş hekimliği Radyolojisi. 1. Baskı Eser Ofset Matbaacılık Erzurum. 2006b:219-22.

Harorlı A., Akgül H.M., Dağıstan S. Diş hekimliği Radyolojisi. 1. Baskı Eser Ofset Matbaacılık Erzurum. 2006c:317-33.

Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y. Comparison image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. Journal of Oral Science. 2006;48:27-34.

Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjo T, Ejima K, Sawada K. Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. Dentomaxillofacial Radiology 2007;36:465-71.

Hasimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod 2003;95:371-77.

Hauch RM. Documentation of tooth movement by means of panoral radiography. American Journal of Orthodontics. 1970;57:386-92.

Hausmann E, Allen K, Christersson L, Genco R.J. Effect of x-ray beam vertical angulation on radiographic alveolar crestal level measurement. Journal of Periodontal Research. 1989;24:8-19.

Hazza'a AM, Al-Jamal G. Radiographic features of the jaws and teeth in thalassaemia major. Dentomaxillofacial Radiology. 2006;35:283-88.

Hildebolt C.F., Couture R.A., Whiting B.R. Dental photostimulable phosphor radiography. Dental Clinics of North America 2000;44:273-97.

Hirschmann P.N. Radiographic interpretation of chronic periodontitis. International Dental Journal. 1987a;37:31-37.

Hirschmann P.N. The current status of panoramic radiography. International Dental Journal. 1987b;37:3-9.

Hubar JS. Quantification of the lamina dura. J Can Dent Assoc. 1993;59:997-1000.

Jan Lindhe. Textbook of clinical periodontology. 2.Edition. P.J. Schmidt, Vojens Copenhagen. 1990:47-48.

Kaffe I, Tamse A, Schwartz Y, Buchner A. Changes in the lamina dura as a manifestation of systemic disease: report of a case and review of the literature. Journal of Endodontics. 1982;8:467-70.

Kansu Ö, Akgünlü F, Kansu H. Lamina duranın izlenmesinde x ışını açılmasının etkisi. S.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 1996;6:45-47.

Kawamata A, Ariji Y, Langlais RP. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. Dental Clinics of North America 2000:395-410.

Keçeci AD, Kaya BÜ, Ünal GÇ, Taç G. Periapikal durumun değerlendirilmesinde gözlenciler arası uyumsuzluğa neden olan vakalar. S.D.Ü. Tıp Fak. Derg. 2006;13:16-21.

Khocht A, Janal M, Harasty L, Chang KM. Comparison of digital and conventional intraoral radiographs in detecting alveolar bone loss. JADA. 2003;134:1468-75.

Koparal E, Akdeniz B. Quantification of the lamina dura and dentin density in children. ASDC J Dent Child. 2001;68:355-58.

Langlando OE, Langlais RP, Preece J. Principles of Dental Imaging. Lippincott Williams and Wilkins 2002:333-34.

Lee SJ., Jung IY., Lee CY., Choi SY., Kum KY. Clinical application of computer-aided rapid prototyping for tooth transplantation. 2001;17:114-19.

Lucchesi MV, Wood RE, Nortje CJ. Suitability of the panoramik radiograph for assessment of mesiodistal angulation of teeth in the buccal segments of the mandible. Am J Orthod Dentfac Orthop 1988;94:303-10.

Manson-Hing LR. Kilovolt peak and the visibility of lamina dura breaks. Oral Surg. 1971;31:268-273.

Mckee IW, Glover KE, Williamson PC, Lam EW, Heo G, Major PW. The effect of vertical and horizontal head positioning in panoramic radiography on mesialdistal tooth angulations. Angle Orthodontist 2001;71:442-451.

Mckee IW, Williamson PC, Lam EW, Heo G, Glover KE, Major PW. The accuracy of 4 panoramic units in the projection of mesiodistal tooth angulations. *Am J Orthod Dentofacial orthop* 2002;121:166-75.

Mohajery M, Brooks SL. Oral radiographs in the detection of early signs of osteoporosis. *Oral Med Oral Pathol Oral Radio*. 1992;73:112-17.

Padbury AD, Tözüm TF, Taba M, Ealba EL, West BT, Burney RE, Gauger PG, Giannobile WV, McCauley LK. The impact of primary hyperparathyroidism on the oral cavity. *J Clin Endocrinol Metab*. 2006;91:3439-45.

Parks ET. Computed tomography applications for dentistry. *Dental Clinics of North America* 2000;371-94.

Paurazas SB, Geist JR, Pink FE, Hoen MM, Steiman HR. Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. *Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod*. 2000;89:356-62.

Pepelassi EA, Diamanti-Kipioti A. Selection of the most accurate method of conventional radiography for the assessment of periodontal osseous destruction. *J Clin Periodontol*. 1997;24:557-67.

Persson RE, Tzannetou S, Feloutsis AG, Bragger U, Persson GR, Lang NP. Comparison between panoramic and intra-oral radiographs for the assessment of alveolar bone levels in a periodontal maintenance population. *J Clin Periodontology*. 2003;30:833-39.

Petrikowski CG, Pharoah J, Lee L, Grace MG. Radiographic differentiation of osteogenic sarcoma, osteomyelitis, and fibrous dysplasia of the jaws. *Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod*. 1995;80:744-50.

Petrikowski CG. Introducing digital radiography in the dental Office: an overview. *J Can Dent Assoc*. 2005;7:651a-1f.

Rams TE, Listgarten MA, Slots J. Utility of radiographic crestal lamina dura for predicting periodontitis disease-activity. *J Clin Periodontol*. 1994;21:571-75.

Reddy MS. Radiographic methods in the evaluation of periodontal therapy. *J Periodontol*. 1992;63:1078-1084.

Rohlin M, Akesson L, Hakansson J, Nasström. Comparison between panoramic and periapical radiography in the diagnosis of periodontal bone loss. *Dentomaxillofac Radiol.* 1989;18:72-76.

Rohlin A, Kullendorff B, Ahlqvist M, Stenström B. Observer performance in the assessment of periapical pathology: a comparison of panoramic with periapical radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1991;20:127-131.

Rushton VE, Horner K. The use of panoramic radiology in dental practice. *J Dent* 1995;24:185-201.

Söderholm AL, Lindqvist C, Teppo L, Wolf J, Sane J. Bone resection in patients with mandibular sarcoma. *J Cranio Max Fac Surg.* 1988;16:224-230.

Stafne E.C. Stafne's Oral radiographic Diagnosis. 5. Edition WB Saunders Company Philadelphia PA. 1985:2.

Stramotas S, Geenty JP, Petocz P, Darendeliler MA. Accuracy of linear and angular measurement on panoramic radiographs taken at various positions in vitro. *European journal of Orthodontics.* 2002;24:43-52.

Svoboda WE, Aaron GR, Albano EA. North american burkitt's lymphoma presenting with intraoral symptoms. *Pediatric Dentistry.* 1991;13:52-58.

Tabanella G, Nowzari H. Cytomegalovirus associated periodontitis and Guillian-Barre syndrome. *J Periodontol.* 2005;76:2306-11.

Tibbets J, Allen K, Hausman E. Effect of x-ray angulation on radiographic periodontal ligament space width. *J Periodontol.* 1992;63:114-17.

Ting M, Contreras A, Slots J. Herpesviruses in localized juvenile periodontitis. *J Periodont Res.* 2000;35:17-25.

Trope M. Clinical management of the avulsed tooth: Presented Strategies and Future Directions. *Dental Traumatology* 2002;18:1-11.

Van Aken J. Tomography of the lamina dura. *Int Dent J.* 1979;29:22-33.

Van der Stelt PF. Principles of digital imaging. *Dental Clinics of North America* 2000;44:237-47.

Vandenberghe B, Jacobs Reinhilde, Yang J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT- images for assesing periodontal breakdown. Oral Surg, Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod. 2007;104:395-401.

Vender I. Lamina dura and other metabolic changes in hyperparathyroidism. J Can Dent Assn. 1971;7:261-64.

Wallace JA, Nair MK, Colaco MF, Kapa SF. A comparative evaluation of the diagnostic efficacy of film and dijital sensors for detection of simulated periapical lesions. Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endod 2001;92:93-97.

Walsh TF, Al-Hokail OS, Fosam EB. The relationship of bone loss observed on panoramic radiographs with clinical periodontal screening. J Clin Periodontol. 1994;24:153-57.

Wenzel A. Computer-aided image manipulation of intraoral radiografhs to enhance diagnosis in dental practice: a review. Int dental journal 1993;43:99-108.

Yagan R, Radivoyevitch M, Bellon EM. Involment of the mandibular canal: early sign of osteogenic sarcoma of the mandible. Oral Med Oral Pathol Oral Radio.1985;60:56-60.

Yeşildağ A., Oyar O. Tıbbi görüntüleme fiziği. 1.Baskı Sıhhiye, Ankara. 2000:281-82.

Yücetaş Ş. Ağız ve çevre dokusu hastalıkları. 1. Baskı Atlas Kitapevi Ankara. 2005a:423-27.

Yücetaş Ş. Ağız ve çevre dokusu hastalıkları. 1. Baskı Atlas Kitapevi Ankara. 2005b:250.

9. ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Giresun/Keşap'ta doğdum. İlk öğrenimimi Uşak'ta orta öğrenimimi Sakarya'da lise öğrenimimi Konya'da tamamladım. 1998 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İngilizce hazırlık sınıfına başladım ve 2004 yılında mezun oldum. 2005 yılın güz döneminde Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji A.D.'da doktora öğrencisi olarak göreve başladım. 2005 yılı kasım ayında araştırma görevlisi ünvanını kazandım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım. İyi derecede İngilizce bilmekteyim.